



Dresden International University (DIU)  
in Kooperation mit  
Deutsche Gesellschaft für Parodontologie e.V. (DG PARO)

Masterarbeit  
zur Erlangung des Grades „Master of Science“ im Masterstudiengang  
„Parodontologie und Implantattherapie“

Veränderung der Oberflächenbeschaffenheit eines dentalen Implantates nach  
Sondierung: Eine In-Vitro-Analyse mittels Laserscanning-Mikroskopie

[*Engl.* Changes of surface properties of dental implants after probing: An in vitro  
analysis using laser scanning microscopy]

Vorgelegt von: Madlena Betthäuser  
Matrikelnummer: 7008143  
Erstprüfer: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Folwaczny  
Zweitprüfer:  
Ort, Datum:



**Meiner Familie**

## Inhalt

<b>1. Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Das dentale Implantat: Ein Überblick	1
1.1.1 Historie	1
1.1.2 Epidemiologie und Implantaterfolg	2
1.1.3 Bedeutung für die Gesellschaft	5
1.1.4 Implantatdesign	7
1.1.5 Platform Switching	8
1.1.6 Implantatmaterial	9
1.1.7 Oberflächenbeschaffenheit des Implantates und dessen Implikationen	10
1.1.8 Oberflächenbeschaffenheit der Implantatschulter	12
1.2 Anatomische Strukturen um das Implantat	14
1.3 Biologische Implikationen der Oberflächenbeschaffenheit	16
1.4 Diagnostik	18
1.4.1 Screening Indices	18
1.4.2 Sondierung des periimplantären Gewebes	20
1.4.3 Parodontale Untersuchungssondensysteme	21
1.5 Zielsetzung der Arbeit	22
<b>2. Methodik</b>	<b>23</b>
2.1 Versuchsaufbau	23
2.1.1 Proben	23
2.1.2 Pilotstudie zur Überprüfung der Messmethode	24
2.1.3 Stativ und Sonden	26
2.1.4 Laserscanning-Mikroskop (LSM 800 MAT)	28
2.1.5 Messmethode und Berechnung	29
2.2 Versuchsdurchführung	32
2.3 Mikroskopische Analyse der Implantatoberflächen	34
2.4 Statistische Analyse	39
<b>3. Ergebnisse</b>	<b>40</b>
3.1.1 Makroskopische Beurteilung vor Bearbeitung	40
3.1.2 Makroskopische Beurteilung nach Bearbeitung	40
3.2.1 Mikroskopische Beurteilung vor Bearbeitung	41
3.2.2 Mikroskopische Beurteilung nach Bearbeitung	42
3.3 Deskriptive Statistik der Proben vor und nach Bearbeitung	45
3.4 Veränderung der 2D-Oberflächenbeschaffenheit nach Sondierung	48
3.5 Veränderungen der 3D-Oberflächenbeschaffenheit nach Sondierung	53
<b>4. Diskussion</b>	<b>57</b>

4.1 Kritische Evaluation des Versuchsaufbau- und Durchführung.....	57
4.2 Kritische Evaluation der Messmethode .....	59
4.3 Bewertung der physikalischen Oberflächenparameter .....	61
4.4 Bisherige Daten zur Veränderungen von Implantatoberflächen nach Instrumentierung.....	63
4.5 Mögliche biologische Implikationen der gemessenen Veränderungen .....	68
<b>5. Zusammenfassung.....</b>	<b>72</b>
<b>6. Literatur.....</b>	<b>I</b>
<b>7. Appendix.....</b>	<b>XIII</b>
7.1 Ergänzende Tabellen .....	XIII
7.2 Abbildungen.....	XVII
<b>8. Danksagung .....</b>	<b>XXII</b>

# 1. Einleitung

## 1.1 Das dentale Implantat: Ein Überblick

Das Zahnimplantat (lat: in „hinein“ und plantare „pflanzen“) ist ein alloplastisches Konfektionsteil und übernimmt die Funktion einer künstlichen Zahnwurzel. Dementsprechend dient das Implantat der Wiederherstellung der Kaufunktion, Okklusion, Ästhetik und Phonetik. Zudem bewahrt es vor weiterer Destruktion des verbleibenden Gebisses und kann durch den Erhalt einer stabilen Okklusion vor Kiefergelenkerkrankungen schützen.

Mit wachsender Lebenserwartung und höher werdenden Ansprüchen an die subjektiv wahrgenommene Lebensqualität, zu der auch die Gesundheit in erheblichem Maße zählt (da Silva et al., 2012), ist das Interesse an Therapiemöglichkeiten nach Zahnverlust deutlich gestiegen. So hat sich das dentale Implantat im Laufe des 20. Jahrhunderts zunehmend in der alltäglichen Zahnmedizin etabliert und ist für den heutigen Anspruch der zahnärztlichen Prothetik als ein wesentlicher Bestandteil eines festsitzenden Zahnersatzes unverzichtbar geworden. Damit das Zahnimplantat die gewünschte langfristige Funktion übernehmen kann, ist der initiale Implantationserfolg sowie eine lange Implantatlebensdauer Voraussetzung. Die Langlebigkeit von Implantaten hängt vor allem davon ab, ob es zu einer Entzündung im das Zahnimplantat umgebenden periimplantären Gewebe kommt.

Um eine Periimplantitis frühzeitig zu erkennen, wird bei der routinemäßigen zahnärztlichen Vorsorgeuntersuchung der periimplantäre Sulkus durch eine Parodontalsonde untersucht. In diesem Zusammenhang wurde postuliert, dass bei Verwendung einer üblichen Metallsonde für die Sondierung gleichzeitig Beschädigungen bzw. Veränderungen der physikalischen Ultrastruktur der Implantatoberfläche ausgelöst werden. Möglicherweise können diese Veränderungen zu Verschlechterung der Biokompatibilität und zu einer Begünstigung der Anlagerung von pathogenen Bakterien auf der sondierten Implantatoberfläche beitragen. Verschiedene Studien haben gezeigt, dass die Ultrastruktur der Implantatoberfläche ein wesentlicher Parameter für eine bakterielle Besiedelung in der Nachbarschaft des Implantats darstellt (Dhir, 2013) und damit Einfluss auf die Entstehung von Entzündungen haben kann. Dementsprechend gilt es, postoperative Oberflächenveränderungen zu vermeiden.

### 1.1.1 Historie

Laut Forschungen des brasilianischen Professor Amedeo Bobbio von der Universität Santos existierten bereits zur Zeit der Mayas Zahnimplantate. Das früheste nachgewiesene Implantat wurde demnach im 7. Jahrhundert in einem Unterkiefer eingesetzt. Über Muschel- und Steinformen erfolgte die Entwicklung von Zahnimplantaten, die den tatsächlichen funktionellen Anforderungen gerecht werden, erst mit Anfang des 19. Jahrhunderts. Giuseppangelo Fonzi begann im Jahr 1806 künstliche Keramikzähne in die Alveole verloren

gegangener Zähne zu implantieren. Drei Jahre später veröffentlichte der Italiener J. Maggiolo zum ersten Mal Versuche, Metallimplantate aus Gold für dieses Ziel einzusetzen. Darauf folgten weitere Implantatentwürfe aus Eisen und Blei (Maria und Grünberg, 2013). Erst im 20. Jahrhundert wurde ein Implantat aus einem biokompatiblen Material, Vitallium, entworfen. Im Jahr 1937 inserierte Alvin Strock schließlich ein Implantat aus diesem Material in den Kieferknochen. Es folgte eine Reihe von Implantaterfindungen bzw. Weiterentwicklungen, die sich vor allem im Design unterschieden. So kamen Nadel-, Schrauben- und Blattimplantate auf den Markt (Pasqualini U et al., 2009). Ein Durchbruch in der Geschichte der dentalen Implantologie gelang dem Entdecker der Titanimplantate Per-Ingvar Brånemark. Er erkannte die hohe Biokompatibilität des Werkstoffes in den 1960er Jahren. Der Orthopäde aus Göteborg veröffentlichte Daten einer gelungenen Osseointegration, so dass das Therapieverfahren mit Titanimplantaten zunehmend an Anerkennung gewann und der Werkstoff inzwischen als Standardmaterial in der Implantologie eingesetzt wird (Grigor'ian et al., 2013).

### 1.1.2 Epidemiologie und Implantaterfolg

Nach Angaben der Deutschen Gesellschaft für Implantologie e.V. (DGI) werden in Deutschland jährlich ca. eine Million Implantate gesetzt. Der zunehmende Wunsch nach feststehendem Zahnersatz führt durch fortlaufende Optimierung bestehender Implantatsysteme zur ständigen Weiterentwicklung der Implantatprothetik.

Um über Erfolg und Misserfolg einer implantologischen Therapie sprechen zu können, muss zunächst Einigung über deren jeweilige Definitionen herrschen. In vielen Beobachtungsstudien wird lediglich der vollständige Implantatverlust als Misserfolg gewertet. Andere Definitionen sehen eine erfolgreiche Implantation erheblicher differenzierter und fordern, dass neben dem fehlenden Implantatverlust weitere Kriterien erfüllt sein müssen. So wurde 1986 von Albrektsson et al. eine Definition vorgeschlagen, welche den Grundstein für spätere Konventionen gelegt hat. Für eine erfolgreiche Implantattherapie müssen demnach folgende Kriterien erfüllt sein (Albrektsson et al., 2002):

- Lockerungsgrad 0
- fehlende periimplantäre Radioluzenz
- Implantat in situ
- keine Verletzung von Nerven
- vertikaler Knochenabbau  $<0,2\text{mm/Jahr}$  nach dem ersten Jahr postoperativ

Diese Kriterien wurden 2008 im Rahmen des International Congress of Oral Implantologists, Pisa, Italy, Consensus Conference (ICOI) modifiziert bzw. weiter graduiert und sind bis heute

eine der geläufigsten Klassifikationen des Erfolges einer Implantattherapie (Misch et al., 2008).

#### **Qualitätseinstufung des Implantaterfolg    Klinische Kriterien**

I – Erfolg mit optimaler Implantatgesundheit	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Weder Schmerzen noch Missempfindung bei funktioneller Belastung</li> <li>- Keine Mobilität</li> <li>- Radiologisch darstellbarer Knochenverlust seit Implantation &lt;2mm</li> <li>- Keine Exsudation</li> </ul>
II – Zufriedenstellendes Implantatüberleben	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Kein Schmerz bei funktioneller Belastung</li> <li>- Keine Mobilität</li> <li>- Radiologisch darstellbarer Knochenverlust seit Implantation 2-4mm</li> <li>- Keine Exsudation</li> </ul>
III – Eingeschränktes Implantatüberleben	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Missempfindung bei funktioneller Belastung</li> <li>- Keine Mobilität</li> <li>- Radiologisch darstellbarer Knochenverlust &gt;4mm jedoch weniger als 1/2 der Implantatlänge</li> <li>- Sondierungstiefe &gt;7mm</li> <li>- Evtl. Exsudation</li> </ul>
IV – Implantatversagen	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Schmerzen bei funktioneller Belastung</li> <li>- Mobilität</li> <li>- Radiologisch darstellbarer Knochenverlust &gt;1/2 der Implantatlänge</li> <li>- Therapeutisch nicht kontrollierbares Exsudat</li> <li>- Implantat nicht länger in situ</li> </ul>

**Tabelle 1: Klassifikation des Erfolgs einer zahnärztlichen Implantattherapie entsprechend der Konsensuskonferenz** des International Congress of Oral Implantologists (ICOI), Pisa, Italien (2008).



Da die meisten Studien keine einheitlichen Erfolgskriterien verwenden, darüber hinaus unterschiedliche Beobachtungszeiträume betrachten und außerdem den Einfluss von wichtigen epidemiologischen Co-Variablen teilweise nur unzureichend berücksichtigen, ist ein Vergleich der in diesen Studien berichteten Erfolgsraten nur eingeschränkt möglich (Alsaadi et al., 2008b). In einer großen Populationsstudie, basierend auf einem nationalen Datenregister der schwedischen Krankenversicherungen, wurden im Jahr 2015 die Daten von 4.716 Patienten mit dentalen Implantaten untersucht (Derks et al., 2015). Nach einem Beobachtungszeitraum von 9 Jahren (2003-2012) haben 7.6% der Patienten mindestens 1 Implantat verloren. Früher Implantatverlust (vor prothetischer Versorgung des Implantats) wurde in 4.4% der Patienten beobachtet, wohingegen der späte Implantatverlust (9 Jahre nach prothetischer Versorgung) in 4.2% der Patienten auftrat. Als Risikofaktoren des frühen Implantatverlusts konnten in dieser Studie Rauchen, Vorerkrankung an einer marginalen Parodontitis sowie eine Implantatgröße <10mm ausgemacht werden.

Auch eine belgische Arbeitsgruppe konnte bestätigen, dass der Erfolg einer Implantattherapie sehr stark von den Komorbiditäten des Patienten abhängt. In 1514 Implantaten, variierte das Risiko des Misserfolgs von 0% bis 33%. In dieser Studie konnten erhöhte Misserfolgsraten bei Patienten mit Osteoporose, Hyperthyreoidismus und M. Crohn gefunden werden (Alsaadi et al., 2008b). Eine schwedische Studie, die den frühen Implantatverlust (innerhalb des ersten Jahres nach Implantation) analysierte, wurde im März 2017 von Jemt et al. publiziert (Jemt, 2017). Anhand von 2.848 Patienten untersuchte der Autor die fünf wichtigsten Risikofaktoren eines Implantatverlustes und fasste die Patienten, auf die ein oder mehrere Risikofaktoren zutrafen, in die eine Studiengruppe und alle Patienten, auf die kein Risikofaktor zutraf, in einer zweiten Studiengruppe zusammen. Demnach ergibt sich für Patienten, auf die mindestens einer der fünf Risikofaktoren zutrifft, ein Risiko von 7%, das Implantat früh innerhalb des ersten Jahres zu verlieren. Für die zweitgenannte Gruppe ergibt sich ein Risiko von nur 0,1%. Die Gesamtrate des Implantatverlusts nach einem Jahr lag bei 2.7%. Eine große monozentrische Studie aus Österreich berichtet von einer allgemeinen Implantatüberlebensrate von 97% (Busenlechner et al., 2014). In dieser Kohortenstudie, welche das Implantatüberleben nach 8 Jahren beurteilte, waren nur Rauchen und die Vorerkrankung an einer marginalen Parodontitis als unabhängige Faktoren für einen Implantatverlust gefunden worden. Keine signifikanten Assoziationen wurden für Alter, Zahntyp, Knochenaugmentation, Osteoporose, oder Diabetes mellitus beobachtet.

Insgesamt legen die zitierten Studien und eine Synopsis von 14 großen Studien mit follow-up Perioden von 2-16 Jahren nahe, dass die Gesamtprävalenz eines vollständigen Implantatverlust eher gering ist (im Mittel 3-5%) (Paquette et al., 2006), in bestimmten Risikogruppen jedoch um ein Vielfaches ansteigen kann.

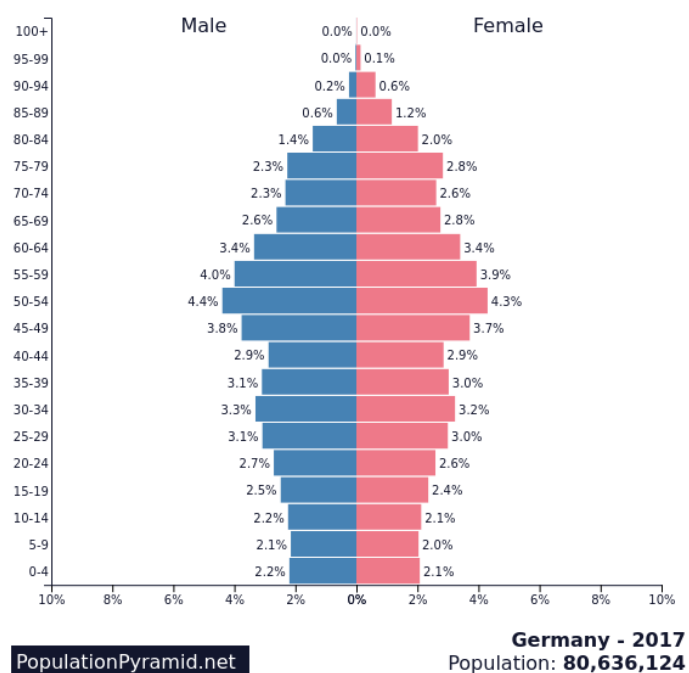
Wählt man feiner graduierte Endpunkte des Implantaterfolgs, sind bis zu 25% der Implantate durch ein Implantatüberleben mit nur eingeschränktem Erfolg gekennzeichnet (Marco et al., 2016). Die genauere Einschätzung der Langzeitprognose (>10 Jahre) bedarf darüber hinaus weiterer Studien, da die Datenlage diesbezüglich noch unbefriedigend ist. Insgesamt lässt sich eine große Heterogenität bezüglich der Definition der Risikofaktoren, welche einen Implantatverlust begünstigen, feststellen (Busenlechner et al., 2014; Moy et al., 2005; Paquette et al., 2006). Den Ergebnissen jüngster systematischer Reviews und Meta-Analysen nach zu urteilen, sind die Hauptrisikofaktoren für einen Verlust eines dentalen Implantats: Rauchen (Moraschini and Barboza, 2018), parodontale Vorerkrankung (Chrcanovic et al., 2014), retinierte Reste des Befestigungszements und eine unzureichende Knochenqualität im Bereich des Implantatlagers (Chrcanovic et al., 2017). Für andere Faktoren wie Alter, Diabetes (Moraschini et al., 2018), Osteoporose, Therapie mit Bisphosphonaten, und weitere erweist sich die Literatur als wenig eindeutig und das Risiko, welches mit diesen Faktoren assoziiert ist, bleibt weiter unklar.

### 1.1.3 Bedeutung für die Gesellschaft

In der modernen Gesellschaft spielt die subjektiv wahrgenommene Lebensqualität eine immer größere Rolle. Neben dem finanziellen Status, und sozialen Kontakten kommt dabei der Gesundheit ein sehr hoher Stellenwert zu (Bennadi and Reddy, 2013; da Silva et al., 2012; Locker and Slade, 1994). Die auf die Mundgesundheit bezogene Lebensqualität steht insbesondere in Abhängigkeit von Kauleistung, psychosozialen Komponenten, wie Selbstdarstellung, Kommunikation, Gesichtsästhetik und emotionale Expression, wie Lachen. Bei Beeinträchtigung dieser Faktoren, ist mit einer Herabsetzung der individuellen Lebensqualität zu rechnen (Gift and Atchison, 1995).

Das Institut der Deutschen Zahnärzte (IDZ), die Bundeszahnärztekammer (BZÄK) und die Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung (KZBV) untersuchen seit mehreren Jahren periodisch den Mundgesundheitszustand und das Mundgesundheitsverhalten der deutschen Bevölkerung (Jordan and Micheelis, 2016). Es wurden unter anderem die Häufigkeit an Erkrankungen des parodontalen Apparates, das tägliche Mundhygieneverhalten der Gesellschaft, die Inanspruchnahme und der Grad der zahnärztlichen Versorgung erhoben und die mundgesundheitsbezogenen Lebensqualität untersucht. Unter anderem wurde dabei eine auffällige Unzufriedenheit bei Patienten mit herausnehmbarem Zahnersatz gefunden. Die Ursachen dafür liegen in der eingeschränkten Kaufähigkeit, der subjektiv kompromittierten oralen Hygienefähigkeit und der damit verbundenen oralen Geruchsbildung, der unzureichenden Passgenauigkeit wie auch in der unbefriedigenden Ästhetik. Dazu kommen Beschwerden an den verbleibenden natürlichen Zähnen aufgrund der Schub- und Retentionskräfte der Halteelemente (Creugers and De Kanter, 2000; Sonoyama et al., 2002). Der OHIP-Fragebogen ist ein weltweit bekanntes Instrument zur

Erfassung der individuellen mundgesundheitsbezogenen Lebensqualität in der erwachsenen Bevölkerung (John et al., 2006; Lam et al., 2014). Bei Auswertung dieser Fragebögen wird häufig deutlich, dass der Anspruch der Menschen an die mundbezogene Lebensqualität kontinuierlich steigt, gleichzeitig aber auch die Zahl der Menschen mit fehlenden Zähnen auf Grund der steigenden Lebenserwartung stetig zunimmt. Die Populationspyramide (Abbildung 1) zeigt die zu erwartende Lebenserwartung durch den demografischen Wandel und lässt durch den zudem höher werdenden Anspruch an Lebensqualität (s.o.) eine erhöhte Nachfrage an Zahnersatz erwarten.



**Abbildung 1:** Der demografische Wandel in Deutschland lässt auch einen steigenden Bedarf an Zahnersatz vermuten (www.populationpyramid.net).

Als Folge dieser Entwicklungen steigt in der deutschen Bevölkerung die Nachfrage nach einer zahnersetzen Therapie durch enossale Implantate. Neben den insgesamt steigenden Fallzahlen implantologischer Behandlungen belegt in diesem Zusammenhang auch eine Analyse der in der Suchmaschine Google eingegebenen Suchanfragen zum Begriff „Zahnimplantat“ ein deutlich zunehmendes Interesse an dieser Behandlungsalternative (Abbildung 2).



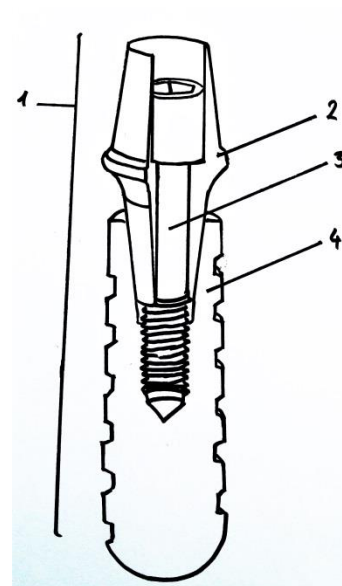
**Abbildung 2:** Häufigkeit der Suchanfragen bei Google nach dem Begriff „Zahnimplantat“ in Deutschland. Analyse mittels Google Trend (<https://trends.google.de>) im Zeitraum 14.04.2013 bis 14.04.2018.

#### 1.1.4 Implantatdesign

Im Allgemeinen werden in der Zahnmedizin inzwischen fast ausschließlich rotationssymmetrische Implantate verwendet. Dabei handelt es sich meistens um Schraubenimplantate, deren ossäres Lagergewebe mit rotierenden Instrumenten in den Kieferknochen präpariert werden kann (Hong and Oh, 2017). Diese Art der Implantate gibt es in zusammengesetzter (zweiteiliger) und einteiliger Form, wobei sich bei beiden Gruppe das Material, die Konizität, die Art des Gewindes sowie die Oberflächenbeschaffenheit unterscheiden können (Abbildungen 3 und 4).



**Abbildung 3:** Einteiliges Implantat (1) und zusammengesetztes Aesthura Implantat (2) (Implantologie and Varianten, 2013)



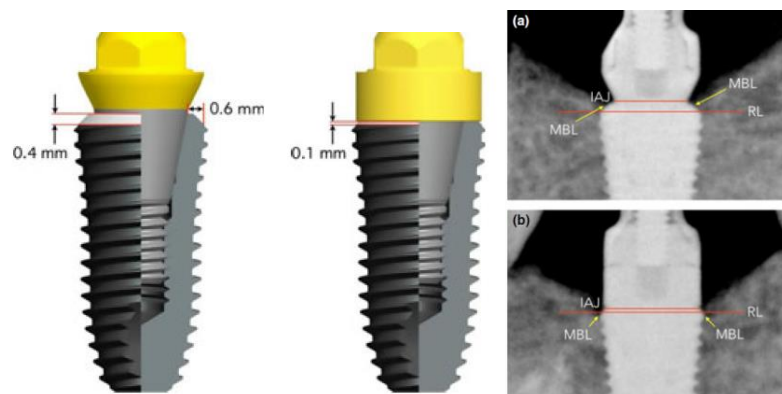
**Abbildung 4:** Implantatkörper (1), Abutment (2), Abutmentschraube (3), Implantatpfosten (4)

Die Wahl einer geeigneten Implantatdimension richtet sich nach den jeweiligen Funktionsanforderungen sowie nach dem Volumen des vorgesehenen knöchernen Lagergewebes (J Lazzara, 1994). In der Regel richtet sich die Auswahl der Länge nach angrenzenden anatomischen Strukturen (z.B. Kieferhöhle, Mandibularkanal), während der

Durchmesser durch den Mindestabstand zum benachbarten Zahn bzw. Implantat sowie der transversalen Breite des zahnlosen Alveolarfortsatzes begrenzt wird (Prasad et al., 2013). Üblicherweise sind Implantate 10-12mm lang und haben einen Durchmesser von 4,0-5,0mm. In jüngerer Zeit finden jedoch auch deutlich kürzere (> 4mm) und dünnere (>3mm) Implantate Einsatz in der klinischen Therapie. Diese sind insbesondere dann gefragt, wenn das Volumen des zahnlosen Kieferabschnittes ohne vorangehende Knochenrekonstruktion keine stabile Verankerung eines Implantats mit üblichen Dimensionen zulässt und eine Augmentation nur eingeschränkt oder gar nicht möglich ist oder diese durch den Patienten abgelehnt wird (Jain et al., 2016).

### 1.1.5 Platform Switching

Ein begrenzter crestaler Knochenverlust um dentale Implantate im ersten Jahr nach Beginn der Belastung wurde lange Zeit als unvermeidlich angesehen und wird auch heute noch sehr kontrovers diskutiert. Einige Autoren beschreiben einen initialen marginalen Knochenabbau von 1-1,5mm im ersten Jahr nach der Belastung des ossär vollständig eingeeilten Implantats (Albrektsson et al., 1986). Zur Begründung wird angenommen, dass die Implantat-Abutment-Grenze („micro-gap“) konstruktionsbedingt für Flüssigkeiten und Mikroorganismen durchlässig ist und dass sich deshalb auf Höhe der Implantatplattform im angrenzenden Gewebe ein gleichmäßig nach koronal und apikal ausgedehntes, ca. 1mm großes entzündliches Infiltrat ausbildet, das nach apikal zur umschriebenen Resorption des crestalen Knochens führt. In den vergangenen Jahren wurde unter anderem durch das sogenannte „platform switching“ versucht, die laterale Begrenzung des „micro-gap“ und damit das begleitende subklinische entzündliche Infiltrat auf die Implantatplattform zu verlagern. Dabei wird ein Abutment eingesetzt, das ein im Vergleich zum Implantat deutlich kleineren Durchmesser aufweist und somit der bei konventionellen Implantaten bündige Übergang zwischen Abutment und Implantat aufgehoben wird.

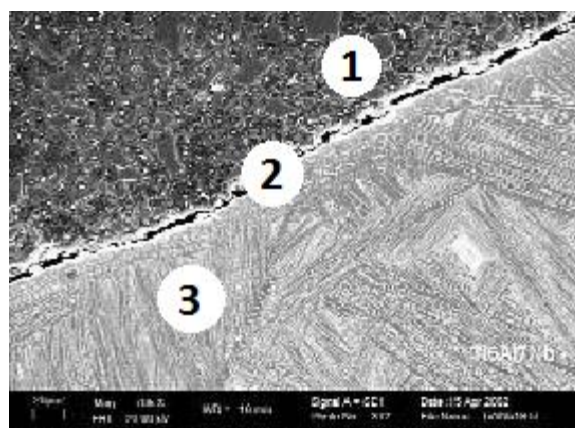


**Abbildung 5:** Schematische (links) sowie fotografische (rechts) Darstellung eines Platform Switching Implantates (Wang et al., 2015).

Tatsächlich zeigte sich in mehreren Veröffentlichungen eine verringerte entzündliche Reaktion im Bereich der Plattform von Implantaten die nach diesem Prinzip gestaltet waren und damit einhergehend weniger crestaler Knochenverlust (Enkling et al., 2013; Renvert et al., 2011). Eine kürzlich publizierte Meta-Analyse von nicht-randomisierten Beobachtungsstudien konnte belegen, dass Implantate die dem Prinzip des platform-switching folgen, einen geringeren periimplantären Knochenverlust aufweisen als Implantate mit konventionellem Design (Santiago Junior et al., 2018). Allerdings war die Chance (Odds) für eine nicht erfolgreiche Implantattherapie zwischen Implantaten mit regulärer Plattform und Implantaten mit platform-switching nicht unterschiedlich, was den klinischen Vorteil dieses Prinzips in Frage stellt (Santiago Junior et al., 2018). Darüber hinaus hat eine randomisierte-kontrollierte Studie keinen Vorteil bei platform-switching Implantaten gefunden (Enkling et al., 2013). Expertenbefragungen haben außerdem ergeben, dass dieses Implantatdesign zunehmend an Interesse verliert, da ein Sondieren, wie es für das parodontale Screening notwendig ist (siehe 1.4), die Diagnostik periimplantärer Probleme stark erschwert wird (Hürzeler&Zuhr, 2017).

### 1.1.6 Implantatmaterial

Bei bisher allen verfügbaren Biomaterialien, die in der Medizin eingesetzt werden, hat sich in der Zahnmedizin das Implantat aus Titan durchgesetzt. Das Material weist eine hohe Biokompatibilität auf, so dass keine allergischen Reaktionen bekannt sind und Fremdkörperreaktionen sehr selten festgestellt wurden (Ananth et al., 2015). Es wird angenommen, dass dies darauf zurückzuführen ist, dass Titan eine molekulare Verbindung mit dem Knochen eingeht sowie sich bei Berührung mit Sauerstoff eine Oxidschicht auf der Oberfläche bildet, die somit schützende Eigenschaften hat (Abbildung 6).



**Abbildung 6:** Darstellung der Oxidschicht einer Titanoberfläche 1: Elektrolyt 2: Oxidschicht 3: Titan, modifiziert nach „Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der Randzone von gegossenem Ti-6Al-7Nb im Querschliff (Geis-Gerstorfer, n.d.)“

Das Metall wird in der Implantologie entweder als Reintitan oder als Legierung in Verbindung mit Aluminium (6%) und Vanadium (4%) verwendet. In der hier dargestellten Studie handelt es sich um Implantate aus einer Kombination von Titan-Zirkonium-Legierung Roxolid mit einer SLA-Oberfläche. Ergänzend ist zu erwähnen, dass in der modernen Zahnheilkunde immer häufiger Materialien wie Zirkonium(V)-oxid, sogenannte Zirkonimplantate, eingesetzt werden (Ananth et al., 2015; Cionca et al., 2017). Sie gewinnen durch die helle, weißliche Farbe des Implantatkörpers besonders in der ästhetischen Zone an Attraktivität, können jedoch bisher nicht ausreichend zuverlässig die gleichen hohen biologischen Materialeigenschaften sicherstellen wie Titanimplantate (Cionca et al., 2017).

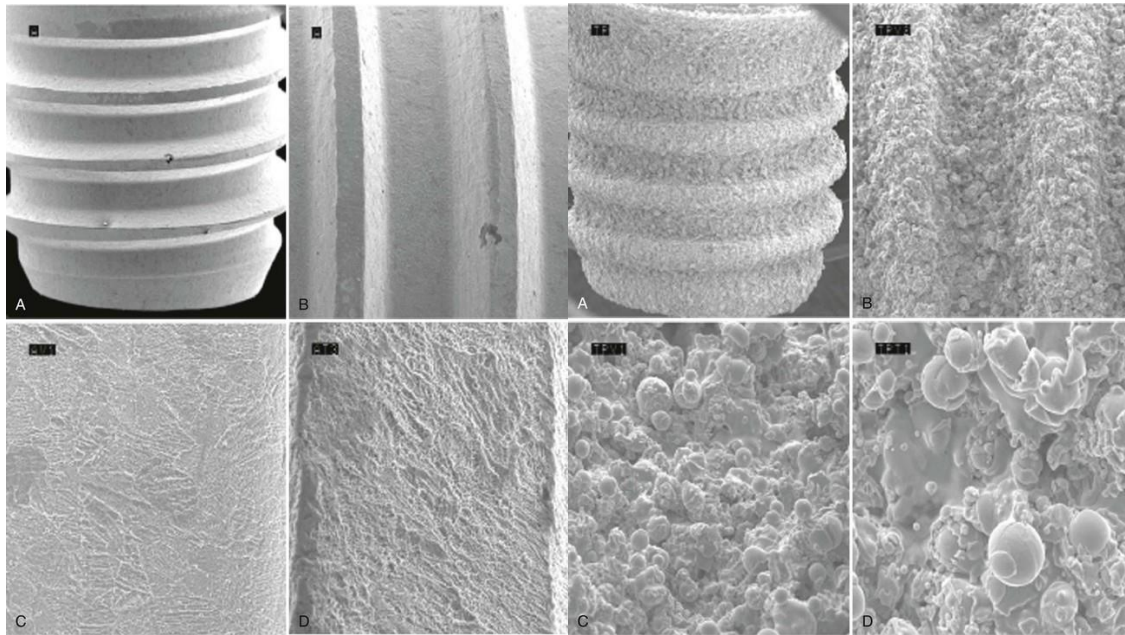
#### 1.1.7 Oberflächenbeschaffenheit des Implantates und dessen Implikationen

Neben dem Schraubengewinde, das der Makroretention zwischen Implantat und Knochen dient, befasst sich die aktuelle Forschung zunehmend mit dem Mikrodesign der Implantate (Rupp et al., 2018). Damit die Osseointegration des Implantates im Kieferknochen gelingt, ist eine erhöhte Oberflächenrauigkeit vorteilhaft (Le Guéhennec et al., 2007). Bis in die 80er-Jahre fanden Implantate mit glatter (maschinierter) Oberfläche wie die Brånemark-Implantate Verwendung. Seitdem wurden verschiedene Verfahren entwickelt, um ein modifiziertes ultrastrukturelles Oberflächenrelief zu schaffen (Le Guéhennec et al., 2007). Der primäre Gedanke hierbei ist eine schnelle biologische Stabilisierung des Implantates durch eine beschleunigte Osseointegration. Neben dem primären Ziel der Osseointegration gilt es jedoch auch die folgenden Prozesse und deren Abhängigkeit von den biologischen Eigenschaften der Implantatoberfläche zu beachten (Subramani et al., 2009). Demnach sollte auch ein Augenmerk auf die sekundäre Stabilität gelegt werden um die Gefahr des sekundären Implantatverlustes möglichst gering zu halten. So hat eine systematische Recherche von Heitz-Mayfield et al. klare Hinweise erbracht, dass die Beschaffenheit der Implantatoberfläche das Risiko für die Manifestation einer periimplantären Entzündung nachhaltig beeinflusst (Heitz-Mayfield, 2008). Dem zufolge gilt es, die physikalischen und biologischen Eigenschaften der Implantatoberfläche nicht nur nach dem Ziel einer möglichst raschen Osseointegration zu konzipieren, sondern dabei auch die funktionellen Aspekte während und nach der Ausbildung einer biomechanischen festen Gewebereinheilung mit einzubeziehen (Heitz-Mayfield, 2008; Subramani et al., 2009).

Während zur ultrastrukturellen Modifikation der Implantatoberfläche zunächst vor allem additiven Techniken, zum Beispiel eine Beschichtung der Oberfläche mittels Titan-Plasma-Spray oder Hydroxylapatit-Spray, der Vorzug gegeben wurde, haben sich aufgrund einer unzureichenden Verbundstabilität später zunehmend ablativ Techniken sowie die Konditionierung mit elektrolytischen Chemikalien durchgesetzt (Rupp et al., 2018). Auch das Verfahren der elektrolytischen Oxidation zählt zu diesen ablativen Techniken. Sie ist eine Möglichkeit zur kontrollierten Erzeugung einer Schutzschicht und wird heutzutage von vielen



Implantatherstellern angewandt. Die dadurch geschaffene raue und durch Mikroporositäten vergrößerte Oberfläche dient durch die vergrößerte Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen einer leichteren Osseointegration (Abbildung 7). Bei ablativen Techniken wird die Oberfläche mit Titan- oder Aluminiumoxid bestrahlt und/oder eine Säure- oder Thermoätzung durchgeführt. Diese Technik hat sich aktuell zum häufigsten Standardverfahren etabliert und wurde von verschiedenen Wissenschaftlern weiter evaluiert. So haben Kieswetter et al. gezeigt, dass die, durch diese Technik erzeugte Mikrorauheit die Proliferation von osteoblasten-ähnlichen Zellen und damit die Osseointegration positiv beeinflusst wird (Kieswetter et al., 1996).



**Abbildung 7:** Angeätzte Oberfläche (links) und Plasma-beschichtete (rechts) Oberfläche (Michael G. Newman, Henry Takei, Perry R. Klokkevold, 2014)

Eine geätzte Oberfläche weist einen größeren Implantat-Knochenkontakt auf als glatte Implantate. Diese Annahme wurde anhand einer tierexperimentellen Studie an Hunden von Abrahamsson et al. validiert (Abrahamsson et al., 2001). Durch die Unregelmäßigkeiten der Implantatoberfläche im Knochen kommt es durch eine gesteigerte Adhäsion und Matrixproduktion von Osteoblasten zu einer biomechanischen Bindung, so dass das Titanimplantat mit dem Knochen „mikroverzahnt“ wird (Sullivan et al., 1997; Wennerberg et al., 1993). Die Ausbildung der beschriebenen biomechanischen Verbindung dauert in der Regel mehrere Wochen. In dieser Zeit ist der Verbund des Implantates im Knochen allein vom Makrodesign, also dem Schraubengewinde, abhängig (Albrektsson and Wennerberg, 2004).

Zusammenfassend begünstigt die raue Oberfläche den Vorgang einer schnellen Osseointegration des Implantats. Der Vorteil der Rauheit ist jedoch nur solange gegeben, wie ein direkter Knochen-Implantat Kontakt besteht. Sollte auch der raue Anteil eines



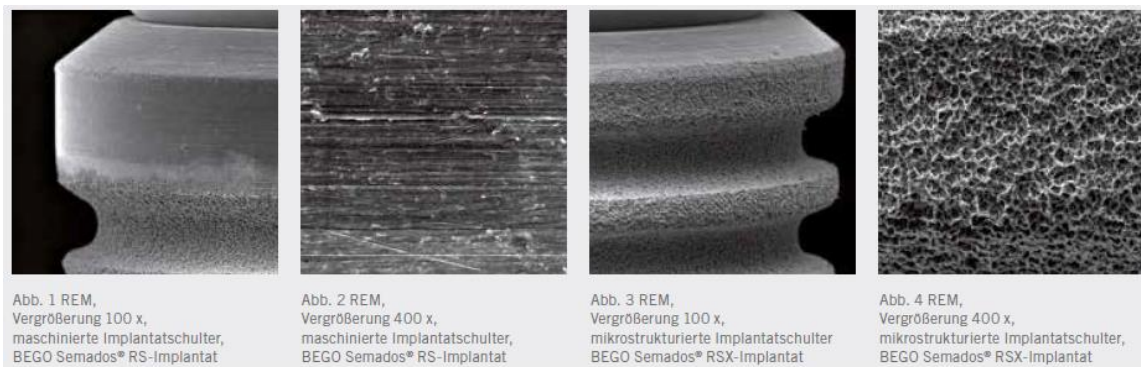
Implantates nicht in direktem Knochenkontakt stehen sondern Kontakt zu Weichgewebe haben beziehungsweise frei liegen, kann eine erhöhte physikalische Rauheit der Implantatoberfläche negative Auswirkungen für die langfristige Implantaterhaltung haben. So konnte in Tierversuchen gezeigt werden, dass die Ausprägung der Periimplantitis bei eloxierten, porösen Implantatoberflächen größer ist (Heitz-Mayfield, 2008). Andere Autoren zeigten eine erhöhte Inzidenz von Implantatverlusten im Rahmen einer Periimplantitis bei Implantaten mit ultrastrukturell modifizierter Implantatoberfläche im Vergleich zu Implantaten mit polierten Oberflächen. Umgekehrt hatte überraschenderweise an glatt polierten Implantatoberflächen nach therapeutischer Beseitigung der periimplantären Entzündung eher eine Re-Osseointegration stattgefunden (Gotfredsen et al., 2007). In einem 2008 publizierten systematischen Review kamen die Autoren zu dem Schluss, dass erhöhte Implantatraugigkeit und erhöhte freie Oberflächenenergie von Implantaten die Ausbildung eines Biofilms begünstigen. Allerdings räumten die Autoren ebenso ein, dass sich diese Schlussfolgerung aus der Synopse von unterschiedlichen in-vitro und in-vivo Studien ergeben hat, welche primär deskriptiven Charakter hatten (Subramani et al., 2009). Eine Auflistung und Erläuterung weitere biologischer Implikationen unterschiedlicher Eigenschaften der Implantatoberfläche sowie dessen Ursachen findet sich in Kapitel 1.1.9.

Die in der vorliegenden Studie verwendeten Implantate besitzen eine „sand-blasted, large grit, acid etched“ (SLA) Oberfläche. Durch grobes Sandstrahlen wird eine Makrorauheit des Titans von 20-40µm erreicht. Ein anschließendes Säurebad aus H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> und HCl führt zu 2µm bis 4µm großen Einziehungen auf der Makrorauheit (Alsaadi et al., 2008a).

#### 1.1.8 Oberflächenbeschaffenheit der Implantatschulter

Koronal des Schraubengewindes befindet sich die Implantatschulter. Sie ist von fester Mukosa und im besten Fall von Knochen umgeben. Während der Einheilungsphase ist sie aus okklusaler Sicht von einer Einheilschraube (geschlossenes Vorgehen) oder einem Gingivaformer (offenes Vorgehen) bedeckt. Ähnlich wie im dento-gingivalen Komplex des Zahnes bildet sich im Bereich der Implantatschulter unter physiologischen Bedingungen ein entzündungsfreier hart- und weichgeweblicher Übergang mit einem charakteristischen anatomischen Aufbau. Dabei muss die Oberfläche der Implantatschulter neben dem Knochen auch der periimplantären Mukosa eine geeignete Basis für die Entstehung einer manschettenartigen Barriere bieten. Nur so ist der Verbund von rauem Implantatkörper und Knochen/Weichgewebe vor exogenen Noxen und Mikroorganismen geschützt. Damit sich ein Gewebekomplex bilden kann, der diese Funktion erfüllt, muss diese Region auf Dauer entzündungsfrei gehalten werden. Diese Voraussetzung kann im Wesentlichen durch eine glatte Oberfläche der Implantatschulter erzielt werden, da sich auf dieser weniger Biofilm anlagert als auf rauen Oberflächen (Quirynen et al., 1996; Subramani et al., 2009). Allerdings

bieten nur einige zweiteilige Implantate, deren Plattform deutlich aus dem Alveolarknochen heraus ragt und auf Höhe des Weichgewebes zu liegen kommt (sogenannte „tissue level“ Implantate) die Möglichkeit die Oberfläche der crestalen Portion des Implantatkörpers glatt zu gestalten. Bei zweiteiligen Implantaten, deren Plattform auf dem Niveau der Knochenoberfläche positioniert wird (sogenannte „bone-level“ Implantate), zeigt die Implantatschulter regelmäßig eine mikrostrukturierter Oberfläche (Abbildung 8).



**Abbildung 8:** Vergleich von maschinierter (Kacheln links, 100x bzw. 400x Vergrößerung) und mikrostrukturierter Implantatschulter (Kacheln rechts, 100x bzw. 400x Vergrößerung) (Bollen et al., 1996).

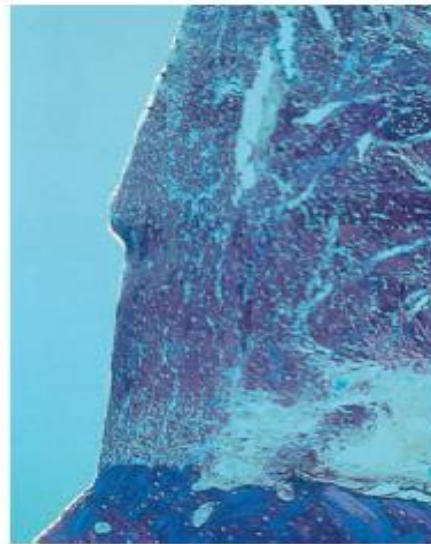
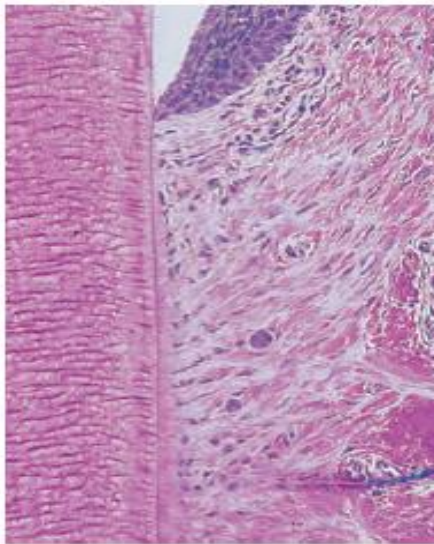
Sollte es bei diesen Implantaten zur unerwünschten, pathogenen Exposition des Implantats zur Mundhöhle kommen, liegt bei einer maschinierter Implantatschulter durch geringere Plaqueakkumulation ein geringeres Infektionsrisiko vor als bei einer mikrostrukturierter Implantatschulter. Eine erhöhte physikalische Rauigkeit der Implantatoberfläche führt bei dauerhafter Exposition zur Mundhöhle zu einer verstärkten Biofilmanlagerung und damit zu einer intensiveren Entzündungsreaktion, die zu einer verstärkten Progression der Periimplantitis und damit zum rascheren Implantatverlust führen kann (Buser et al., 1992). Neben den prothetischen Belastungen von Implantaten ist es wichtig, die weiteren klinischen Beanspruchungen, denen die Implantate ausgesetzt sind, nicht außer Acht zu lassen (Louropoulou et al., 2012). Es gibt mehrere Untersuchungen, die zeigen konnten, dass sich die Anwendung von Metallküretten zur Therapie der Periimplantitis ungeeignet ist, da sie die Grundrauheit der Implantatoberfläche erhöhen (Hallmon et al., 1996; Mengel et al., 1998) und somit die Anlagerung von Plaquebakterien begünstigen. Insgesamt gibt es zahlreiche Berichte, die nahelegen, dass Metallsclaler für die Behandlung von glatten Titanflächen ungeeignet sind, da die Oberflächenrauigkeit im Vergleich zu Behandlung mit nicht-metallischen Instrumenten erhöht ist (Louropoulou et al., 2012). Für raue Oberflächen unter der Implantatschulter scheinen Metallinstrumente die Integrität der Ultrastruktur aufzuheben und das Material zu glätten, während nicht-metallische Instrumente die Struktur besser erhalten (Louropoulou et al., 2012). Die Wahl eines geeigneten Behandlungsinstruments sollte nach dem gewünschten therapeutischen Ziel erfolgen. Falls die behandelte Implantatportion nicht mehr zu Osseointegration gebracht werden soll, ist eher eine glatte

Oberfläche vorzuziehen, um die Biofilmbildung möglichst gering zu halten. Umgekehrt sollte die ursprüngliche Oberflächenstruktur möglichst vollständig erhalten werden, wenn langfristig eine erneute Osseointegration angestrebt wird. Für Instrumente, die zur Diagnostik verwendet werden, haben bislang nur wenige Studie den Effekt auf eine Veränderung der Oberflächenrauigkeit untersucht (Fakhravar et al., 2012a).

## 1.2 Anatomische Strukturen um das Implantat

Der feingewebliche Aufbau des periimplantären Weichgewebes zeigt nur teilweise Ähnlichkeiten mit den marginal-parodontalen Strukturen eines Zahnes (Berglundh et al., 1994, 1991; Berglundh and Lindhe, 1996). Ähnlich wie am Zahn findet sich auch um das Implantat eine weichgewebliche Manschette, die sich hemidesmosomal an die Oberfläche des Titanimplantates anheftet. Es entstammt der, dem Implantat benachbarten, oralen Mukosa. Von koronal wird dieser weichgewebliche Übergang zunächst vom Epithel der Mukosa gebildet. Dieser in Analogie zum dento-gingivalen Übergang als Saumepithel bezeichnete epitheliale Anteil zeigt in der Regel eine Schichtstärke von ca. 1mm. Nach apikal schließt sich eine ebenfalls ca. 1mm starke bindegewebige Schicht an, die reich an Kollagen ist aber weniger Fibroblasten und Blutgefäße enthält, als die vergleichbare Struktur des supragingivalen Faserapparates an Zähnen (Berglundh et al., 1991). Die Dimension des weichgeweblichen Übergangs und seiner epithelialen und bindegewebigen Komponente sind für verschiedene Implantatsysteme nachgewiesen worden und gelten deshalb als weitgehend konstant (Abrahamsson et al., 2001; Gould et al., 1984). Wiederum in Analogie zu den dentalen Verhältnissen wird diese weichgewebliche Zone des periimplantären Gewebes deshalb auch als Zone der biologischen Breite beschrieben (Berglundh and Lindhe, 1996). Buser et al. untersuchte bereits 1997 prothetisch versorgte und unversorgte Implantate und konnte mit histologischen Schnitten nachweisen, dass die erwähnte weichgewebliche Zone auch bei unbelasteten Implantaten regelmäßig anzutreffen ist (Cochran et al., 1997).

Der grundlegende Unterschied der Anatomie zwischen Zahnhalteapparat und periimplantären Gewebe ergibt sich durch das Fehlen des Wurzelzementes um das Implantat, so dass keine senkrecht an der Implantatoberfläche ansetzenden gingivalen Faserzüge vorhanden sind. Anstatt der normalerweise radiär einstrahlenden Bindegewebsfasern, verlaufen die implantatsassoziierten Fasern parallel zur Knochenoberfläche oder inserieren im Knochen, von dem sie im Gewebe parallel zur Implantatoberfläche ausstrahlen.



**Abbildungen 9 und 10** (Lindhe et al., 2008)

**Abbildung 9:** Bukkal-lingualer Schnitt. Zur Zahnseite azellulärer Wurzelzement mit inserierenden Kollagenfasern, die vor allem senkrecht zur Wurzeloberfläche gerichtet sind.

**Abbildung 10:** Periimplantäre Mukosa und Knochen an der Gewebe-/Titan- Schnittstelle. Die Kollagenfasern sind vor allem parallel zur Titanfläche des Implantates gerichtet.

Der periimplantäre Gewebeaufbau lässt sich auch in transversaler (horizontaler) Richtung in zwei Zonen unterteilen: Die mit dem Abutment/Implantat in direktem Kontakt stehende Innenzone ist reich an Fasern und einigen Fibroblasten. Sie stellt die Barriere zwischen oraler Umgebung und periimplantären Knochen dar und wird in der Literatur auch als Narbengewebe bezeichnet (Berglundh et al., 1994; Buser et al., 1992; Chavrier and Couble, 1999). Wegen der eher geringen Perfusion dieses Gewebes könnte eine verminderte Abwehrfähigkeit gegenüber Plaqueakkumulation, aber auch gegen andere exogene Noxen resultieren (Berglundh et al., 1994; Linkevicius and Apse, 2008). Dagegen besteht die Außenzone des Bindegewebes aus in verschiedene Richtungen laufenden Fasern, die von deutlich mehr Zellen und Blutgefäßen durchquert wird (Buser et al., 1992). Die Zellen dieser Außenzone werden, nach Untersuchungen von Hansson et al., konsequent um 20nm breite Proteoglycanschicht von der Titanoberfläche getrennt (Hansson et al., 1983). Einige Autoren haben beobachtet, dass diese Fasern annähernd parallel zu Oberfläche verlaufen (Hansson et al., 1983), andere hingegen konnten diese Beobachtung nicht teilen und beschrieben einen Verlauf in verschiedene Richtungen (Arvidson et al., 1996; Fartash et al., 1990). Schroeder et al. zeigte in einer Studie bei Implantaten mit einer rauen Oberfläche eine senkrechte Orientierung der Fasern (Arvidson et al., 1996; Schroeder et al., 1981).

Verallgemeinernd lässt sich sagen, dass die Gingiva um Zähne wie die periimplantäre Mukosa einige Merkmale gemeinsam haben, sich jedoch in der Zusammensetzung des Bindegewebes, der Ausrichtung der Kollagenfaserbündel und der Verteilung von Gefäßstrukturen apikal des Saumepithels unterscheiden. Die Ultrastruktur beider

Weichgewebetypen, Gingiva und periimplantäre Mukosa weisen prinzipiell aber das Potential auf, das infektiöse Potential einer subgingivale Plaquebildung langfristig kontrollieren und begrenzen zu können.

### 1.3 Biologische Implikationen der Oberflächenbeschaffenheit

Die Reaktion von Gewebe und Zellen auf einen Fremdkörper hängt von den Materialeigenschaften und dessen Verhalten auf den Kontakt mit Körperflüssigkeiten ab. Dabei ist darauf hinzuweisen, dass sich die chemische Zusammensetzung des Fremdkörpers, in diesem Fall des Implantates, durch den Kontakt mit anderen Medien, Sauerstoff oder Körperflüssigkeiten der Wunde, an der Oberfläche verändern kann. Ein hemidesmosomaler Kontaktverbund zwischen Titan und Zahngoldlegierungen sowie die Anheftung und Proliferation von Epithelzellen wurde nur an diesen beiden in der Zahnmedizin verwendeten Materialien beschrieben (Groessner-Schreiber et al., 2003). Bei anderen Werkstoffen, zum Beispiel Aluminium oder Vanadium, zeigten Fibroblasten eine rundere, inaktive Zellform (Eisenbarth et al., 1996).

Eine Beschichtung des Implantates mit bioaktiven Molekülen erlaubt eine verbesserte Anheftung der Epithelzellen und Fibroblasten. Dieser Vorteil wird in der Implantatherstellung bis heute berücksichtigt. Auch die Benetzbarkeit der Oberfläche spielt neben der Proteinadsorption bei Zellanheftung eine entscheidende Rolle. So sind neben den chemischen und biologischen auch die physikochemischen und physikalischen Eigenschaften zu nennen. Wenn die Oberfläche nicht benetzbar ist, ist auch die Haftung der Moleküle reduziert. Des Weiteren ist dadurch eine Konformationsänderung der Proteine beschrieben, die schließlich zu einer veränderten Liganden-Expression und damit zu einer veränderten zellulären Interaktion führt (Colvin, 1983).

Unter den physikalischen Eigenschaften ist an erster Stelle die Topografie der Implantatoberfläche zu nennen. Die Oberflächentextur beeinflusst die Proteinadsorption, sie nimmt Einfluss auf die Plaquequantität- und -qualität sowie auf die Ausrichtung der Moleküle. So zeigte Di Iorio et al. die Abhängigkeit der dreidimensionalen Form des Fibringerüsts von der Mikrotextur des Widerstandslagers, indem er die Fibringerinselerlängerung auf verschiedenen Metall-Texturen untersuchte (Di Iorio et al., 2005). Die Benetzbarkeit von Titan verliert mit zunehmender Rauheit an Fibrinadsorption (Francois et al., 1997). Wenn sich demnach auch die Quantität und Zusammensetzung des Biofilmes nach der Oberflächenstruktur richtet, so ist anzunehmen, dass dies Einfluss auf das Risiko der Etablierung einer mikrobiellen Infektion des periimplantären Gewebes nimmt. Mikrobielle Biofilme werden in der Literatur als wesentliche Ursache einer Periimplantitis genannt (Jervoe-Storm et al., 2015) weshalb diese für den sekundären Misserfolg der Therapie mit enossalen Implantaten verantwortlich gemacht werden können.

Daten aus Studien an verschiedenen Materialien zeigen, dass Implantatoberflächen mit einer höheren Rauheit auch die Bildung von Biofilm erleichtern und somit eine zunehmende Anlagerung von Mikroorganismen begünstigen (Dhir, 2013; Teughels et al., 2006). Eine mögliche Erklärung für die Anlagerung der Bakterien an die raue Oberfläche ist, dass sie in den Mikroporositäten Schutz gegen den mechanischen Abtrag finden. Eine In-vitro-Studie zur Bindung von Bakterien an unterschiedliche Titanoberflächen (gerillt, glatt und rau) ergab eine signifikant höhere bakterielle Bindung an die raue Titanoberfläche (Dhir, 2013). Eine In-vivo-Studie zeigte den Einfluss der Oberflächenrauheit auf die mikrobielle Besiedlung und ergab, dass eine Titanoberfläche mit einem Rauheitsmittelwert von  $Ra < 0,088\mu m$  die Besiedlung und Reifung der Plaque hemmt (Rimondini et al., 1997). Dem widersprechen andere Autoren, die zeigten, dass ein Rautiefe  $Ra < 0,2\mu m$  die supra- und subgingivale Plaquebildung nicht fördert (Quirynen et al., 1996) und auch Rauheitsvariationen in dem Bereich  $Ra < 0,2\mu m$  keinen Einfluss auf die qualitativen Zusammensetzung der Mikroflora haben (Buser et al., 1991). Dagegen führen Rauigkeiten ab  $Ra > 0,2\mu m$  zu einer schnelleren Biofilmbildung und erhöhten relativen Prävalenz von pathogenen Keimen (Bollen et al., 1996; Quirynen and Listgarten, 1990).

Ra	Effekt auf den Biofilm
$= 0,2\mu m$	Schwellenwert
$> 0,2\mu m$	Erhöht Biofilm
$< 0,2\mu m$	Keine quantitative oder qualitative Veränderung im/des Biofilms

**Tabelle 2:** Effekt des Implantat-Ra-Wertes auf die Bildung von Biofilm. Erstellt nach (Bollen et al., 1996; Buser et al., 1991; Quirynen et al.) und modifiziert aus (Dhir, 2013).

Die Mikroflora in gesundem periimplantären Gewebe unterscheidet sich von den parodontal anzutreffenden Bakterienspezies (Dabdoub et al., 2013; Koyanagi et al., 2010; Leonhardt et al., 1999; Shahabouee et al., 2012; Tsigarida et al., 2015). *Staphylococcus aureus* zeigt eine hohe Affinität und Adhäsion für Titanoberflächen (Harris et al., 2002) und wird mit Blutungen bei Sondierung und Pusbildung assoziiert (Rams et al., 1990; Renvert et al., 2008). Nach Implantatinserktion kommt es zu einer Beschichtung mit Wirtsplasmabestandteilen einschließlich der extrazellulären Matrix, so dass der Adhäsionsmechanismus des *S. aureus* an die Biomaterialien erleichtert wird (Herrmann et al., 1993).

Van Winkelhoff et al. untersuchte die Unterschiede in der Zusammensetzung der Mikroflora bei zahnlosen und teilbezahnten Patienten und zeigte in einer 2014 veröffentlichten Studie, dass bei den teilbezahnten Patienten eine stärker parodontal pathogene Zusammensetzung der periimplantären bakteriellen Mikroflora bestand als bei unbezahnten Patienten (de Waal

et al., 2014). Sehr wahrscheinlich geht von der Mikroflora der verbleibenden Zähne eine raschere Besiedlung des periimplantären Sulkus aus und könnte dadurch die Lebensdauer von enossalen Implantaten verkürzen (Ong et al., 2008).

## 1.4 Diagnostik

### 1.4.1 Screening Indices

Um frühzeitig Entzündungen des Parodontiums zu detektieren und so ein Fortschreiten der Erkrankung rasch zu verhindern, wird der Diagnostik ein großer Stellenwert zugeordnet.

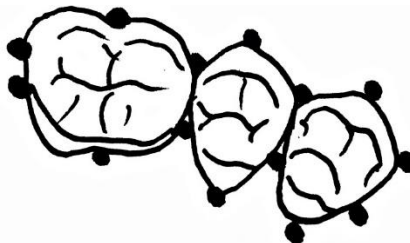
Laut der fünften deutschen Mundgesundheitsstudie (DMS V) leiden 8,2% der jüngeren Erwachsenen (35- bis 44- Jährige) und 19,8% der jüngeren Senioren (65- bis 74-Jährige) unter einer schweren Parodontitis. Jeder zweite jüngere Erwachsene (52%) und jüngere Senior (65%) ist von einer parodontalen Erkrankung betroffen (Jordan and Micheelis, 2016). Bei den älteren Senioren (75- bis 100-Jährigen) sind sogar neun von zehn Menschen davon betroffen. Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass Menschen, die regelmäßig das Präventionsangebot in Zahnarztpraxen in Anspruch nehmen, seltener von Parodontitis betroffen sind (Jordan and Micheelis, 2016).

Die Vorsorgeuntersuchungen beinhaltet vornehmlich die Erhebung des Parodontalen-Screening Index (PSI). Er wurde von der American Academy of Periodontology (AAP) und der American Dental Association (ADA) entwickelt und dient der orientierenden Untersuchung des marginalen Parodontiums. So wird die Notwendigkeit für weiterführende Diagnostik rasch erkannt. Folgende klinische Kriterien werden bei der Erhebung des PSI, der von Code 0 bis Code 4 reicht, ermittelt: Sextantenweise wird das Gebiss auf Bluten auf Sondierung, Zahnstein, überstehende Restaurationsränder und pathologische Sondierungstiefen untersucht. Das hierfür benötigte Instrumentarium ist die WHO-Sonde. Bei Kindern und Jugendlichen Patienten (unter 18 Jahren) beschränkt sich die Untersuchung auf die Zähne 16, 11, 26, 36, 31 und 46.

PSI – Parodontale Screening Index				
Code 0	Code 1	Code 2	Code 3	Code 4
Gesund	Gingivitis	Gingivitis	Mittelschwere Parodontitis	Schwere Parodontitis
Keine Therapie notwendig	Plaqueeentfernung	Supra- und subgingivale Plaqueeentfernung	Supra- und subgingivale Plaqueeentfernung	Supra- und subgingivale Plaqueeentfernung
Weitere präventive Betreuung	Instruktionen zur Verbesserung der Oralhygiene	Instruktionen zur Verbesserung der Oralhygiene	Instruktionen zur Verbesserung der Oralhygiene	Instruktionen zur Verbesserung der Oralhygiene
		Verbesserung plaqueretentiver Restaurationsränder	Bei zwei und mehr Sextanten mit Code 3 Diagnostik und Therapie des gesamten Gebisses	Weitergehende diagnostische und therapeutische Maßnahmen des gesamten Gebisses

**Tabelle 3:** Parodontaler Screening Index (erstellt gemäß der Deutschen Gesellschaft für Parodontologie)

Zu der weiterführenden Diagnostik ist vor allem die systematische Erfassung der vertikalen Sondierungstiefen notwendig. Dazu wird die Sonde vorsichtig zwischen Zahnfleisch und Zahn mit einer Kraft von 0,25N eingeführt. Bei diesem Verfahren wird eine Sechspunkt-Messung um jeden Zahn und bei freiliegenden Zahnwurzeln je nach Furkationsbeteiligung auch um jede Wurzel dokumentiert (Abbildung 11).



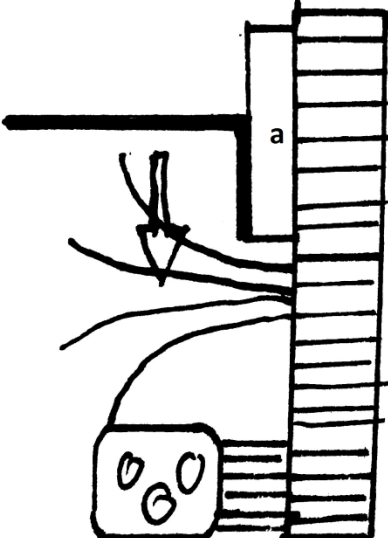
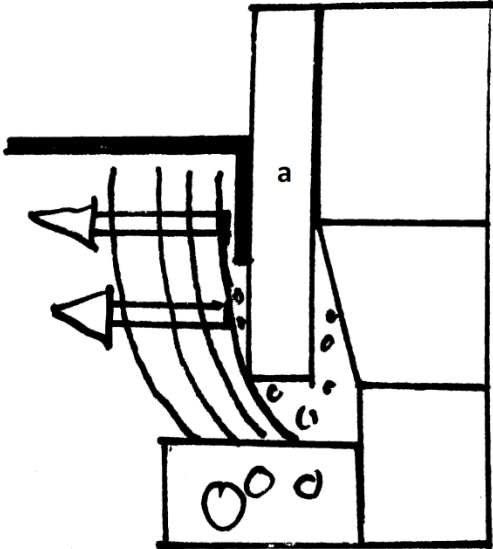
**Abbildung 11:** Schematische Darstellung einer 6-Punkt Messung. Abbildung modifiziert aus: Heidmann et al 1997, S. 103

Die ablesbare Sondierungstiefe gibt Hinweise auf den Attachmentverlust und damit auf das Ausmaß der Parodontitis. Als Sondierungstiefe wird der Abstand vom Margo gingivae bis zum Sulkus- bzw. Taschenboden bezeichnet. Ist das Gewebe des subgingivalen Kompartiments entzündlich verändert, wie bei einer Gingivitis oder Parodontitis, wird das Taschenepithel tatsächlich häufig von dieser durchdrungen, bis die Sondenspitze auf das erste intakte kollagene Faserbündel trifft. Zur parodontalen Diagnostik gehören zudem die Messung des Furkationsbefalls (horizontales Attachmentniveau), die Erhebung von Lockerungsgraden der einzelnen Zähne, der Plaque-Indizes, die das Mundhygienverhalten des Patienten beschreiben sowie der Bleeding-on-Probing-Index (BOP).



### 1.4.2 Sondierung des periimplantären Gewebes

Analog dem Vorgehen an Zähnen wird zur klinischen Untersuchung des periimplantären Sulkus eine Parodontalsonde verwendet. Der zentrale Untersuchungsparameter ist auch bei Implantaten die vertikale Taschensondiertiefe. Diese erlaubt Rückschlüsse auf pathologische Gewebeveränderungen. Die Bedeutung der periimplantären Taschenmessung wurde von Ericsson & Lindhe et al. untersucht. Dazu wurden Sonden mit einem Druck von 0,5N in den periimplantären sowie dentalen Sulkus eines gingiva- sowie mukosagesunden Hundes eingeführt und nachfolgend am Zahn fixiert. Ein Vergleich der daraufhin entnommenen Biopsien ist in Abbildung 12 dargestellt (Ericsson and Lindhe, 1993):

Sondieren des gingivalen Epithels	Sondieren der periimplantären Mukosa
Kompression des gingivalen Epithels nach apikal. Die Sondenspitze befindet sich koronal der apikalsten Epithelzellen, da die Gingiva lediglich komprimiert wird.	Es kommt zur apikalen und vor allem lateralen Kompression der Mukosa. Die Sonde dringt apikal über die Epithelzellen hinaus, so dass sich die Sondenspitze konstant in Bindegewebe, apikal des Epithels, befindet.
<b>Zahn</b>	<b>Implantat</b>
	

**Abbildung 12:** Schematische Darstellung einer Sonde (a) während der Sondierung (a) von gingivalem (links) bzw. periimplantärem Gewebe (rechts).

Der oben dargestellte Vergleich legt nahe, dass die ermittelten Sondierungstiefen durch das Überschreiten der Epithelgrenze fälschlicher Weise höher angezeigt werden. So liegt bei einer Entzündung weniger Kollagen als bei gesunden Verhältnissen vor. Das Gewebe ist reich an Leukozyten und die Sonde dringt über das dentogingivale Gewebe nach apikal

hinaus in das Infiltrat vor. Lang et al. zeigte in einem Versuch an Hunden die Messergebnisse unter Verwendung einer Sonde mit einem Druck von 0,2N. Dabei biopsierte er die an Mukositis sowie Periimplantitis erkrankten Regionen und verglich die Biopsien mit Regionen parodontal gesunder Verhältnisse. Aus den Ergebnissen schloss er, dass eine relevante Messung nur mit reduziertem Druck erreicht werden kann, da das Attachment ansonsten verletzt und die Mukosa verdrängt werden würde (Lang et al., 1994).

Zwar reicht die Bestimmung der vertikalen Taschensondierungstiefe zur sicheren Diagnose einer periimplantären Entzündung nicht aus, trotzdem konnte in mehreren Studien die Blutung auf Sondierung mit der Krankheitsaktivität des Gewebes um Zähne beziehungsweise um Implantate korreliert werden (Goh et al., 2017; Luterbacher et al., 2000; Virto et al., 2018). Insgesamt kann der Sondierungsbefund mit befriedigender Zuverlässigkeit eine Entzündung des periimplantären Gewebes liefern. Allerdings sollte dabei die Abhängigkeit der diagnostischen Wertigkeit vom Sondierungsdruck berücksichtigt werden.

#### 1.4.3 Parodontale Untersuchungs sondensysteme

Konventionelle starre Parodontalsonden haben eine abgerundete Sondenspitze mit einem Durchmesser von 0,5mm. Sie unterscheiden sich untereinander in ihrer Skalierung (Abbildung 13).



**Abbildung 13:** Verschiedene Parodontalsonden aus Metall (Aus Produktkatalog <https://www.dentalbauer.de>)

Neben diesen Sonden gibt es druckkalibrierte Sonden. Diese Sonden begrenzen den Sondierungsdruck entweder digital oder mechanisch durch einen speziellen Federmechanismus (z.B. 1988 von Gibbs et al. eingeführte Florida Probe®).

Unterschiedliche Dimensionen (Spitzendurchmesser) und Materialien der Sondenspitzen, (Metall oder Kunststoff) können dennoch das Messergebnis deutlich beeinflussen (Cato and Thomas, 2006). Aber auch auf Seite des Parodontiums gibt es diverse Faktoren, von denen die Messwerte abhängen. Insbesondere der Entzündungsgrad der Gingiva/Mukosa, aber auch mineralisierte Beläge (Zahnstein, Konkrement), überstehende Restaurationsränder oder karzinogene Zahndefekte können das Ergebnis der klinischen Sondierung der vertikalen Taschentiefe verfälschen (Keagle et al., 1989). Die Einhaltung eines bestimmten Winkels wie auch einer bestimmten Kraft ist für die Reproduzierbarkeit der Messung der vertikalen Sondiertiefe an Zähnen und Implantaten von entscheidender Bedeutung (Mombelli and Graf, 1986). Der Winkel des Messvorgangs ist dabei von der Anatomie des Zahns beziehungsweise der Suprakonstruktion des Implantats abhängig. Der Anpressdruck kann mit dem Einsatz druckkalibrierter Sonden annähernd konstant gehalten werden und ist ohne eine solche Sonde stark vom Behandler abhängig (Buduneli et al., 2004; Deepa and Prakash, 2012; Mombelli and Graf, 1986).

### 1.5 Zielsetzung der Arbeit

Zur routinemäßigen Untersuchung von Implantaten gehört neben der klinischen Inspektion des periimplantären Weichgewebes vor allem auch die Sondierung des periimplantären Sulkus. Je nach Gesundheitszustand tritt die Sonde dabei neben dem Weichgewebe auch mit der Oberfläche des Implantats oder des Abutments in Kontakt. Bei pathogener Desintegration der crestalen Implantatportionen kann dabei die Sonde auch mit dem für die Osseointegration vorgesehenen rauen Anteil der Implantatoberfläche in Wechselwirkung treten. Durch den Kontakt zwischen Sonde und Implantat können die physikalischen Bedingungen, insbesondere die Rauheit, der Implantatoberfläche verändert werden, die wiederum eine Mukositis sowie bei Voranschreiten auch eine Periimplantitis begünstigt. Bislang gibt es wenig gesicherte Informationen zu den Oberflächenveränderungen nach dem diagnostischen Sondieren. Es ist das Ziel dieser Studie zu untersuchen, wie sich die physikalische Rauheit an glatten und rauen Implantatoberflächen nach Sondieren mit einer Metall- oder Kunststoffsonde verändert.

## 2. Methodik

### 2.1 Versuchsaufbau

#### 2.1.1 Proben

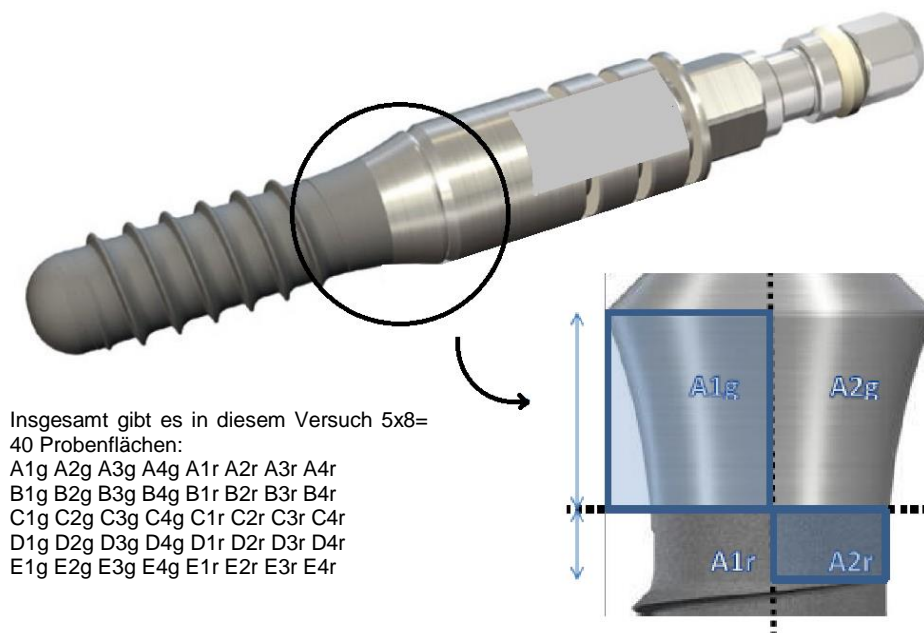
Fünf Straumann-Implantate A-E aus Titan wurden in dieser Studie verwendet. Jedes der Implantate wurde in vier gleich große Quadranten unterteilt und diese Quadranten der maschinierten Schulter (1g-4g) oberhalb der Probenflächen markiert. Dabei wurde mittels Diamanten auf einem Hochgeschwindigkeitswinkelstück mit 40.000 Umdrehungen pro Minute eine Markierung koronal der Probenfläche zwischen dem 1. und 2. Quadranten 1g-4g sowie ein Buchstabe A bis E graviert (Abbildung 14) und anschließend das Implantat eine Minute lang vorsichtig mit Luft-Wasser-Spray gereinigt um Sägespäne auf den Probenflächen zu entfernen. Zudem wurde außerhalb der Probenflächen eine Farbcodierung ergänzt.



**Abbildung 14:** Fotografische sowie schematische Darstellung der Flächeneinteilung im Uhrzeigersinn. Bei Ansicht auf die Achtkantschraube begrenzt die pinke Linie den ersten Probenquadranten. Dieser beginnt bei 12 Uhr (markiert durch den eingravierten Strich) und endet auf 3 Uhr Position.

Jedes der fünf Implantate „A“ „B“ „C“ „D“ „E“ hat insgesamt acht Probenflächen, dessen Oberfläche auf Veränderungen der Rauheit untersucht werden sollen.

Bei Ansicht von oben wird jedes Implantat in Quadranten unterteilt. Der erste Quadrant ergibt sich durch die Farbkodierung (pink gefärbte Linie in Skizze 1). Der zweite, dritte und vierte Quadrant in gleicher Größe wie der erste Quadrant, folgt im Uhrzeigersinn. Zur Sicherheit ist eine Gerade eingraviert, die den Anfang des ersten Quadranten markiert (in Skizze die schwarze Linie). In blau eingefärbt ist in der unteren Skizze eine Probenfläche „A1g“ sowie „A2r“ als Beispiel. Nach unten wird ein glatter Quadrant durch die Linie begrenzt, die den glatten zum rauen Schaft teilt. Hier beginnt ein rauher Quadrant der mit Beginn des ersten Gewindes endet (Abbildung 15). Der untere Teil der Quadranten wird nach gleicher Quadrantennummer mit „r“ anstatt „g“ benannt.

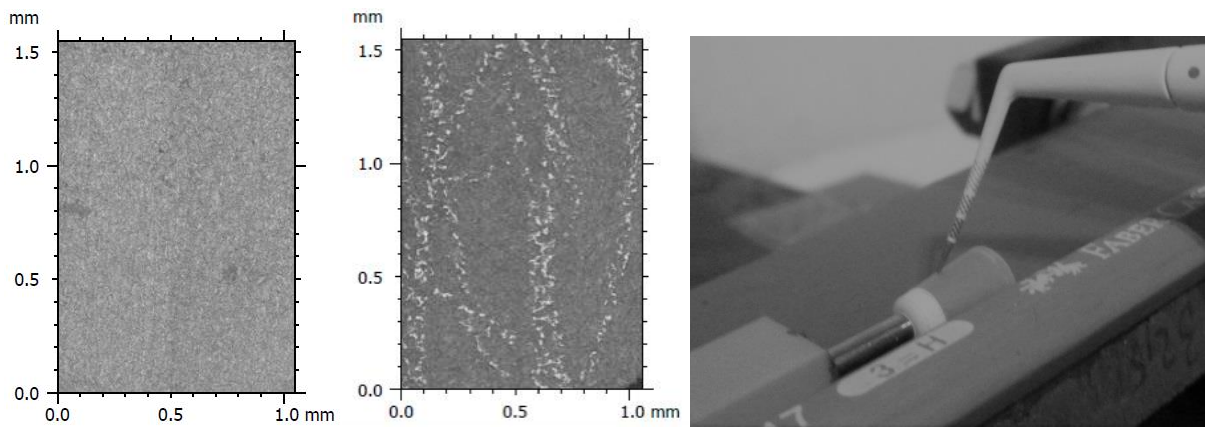


**Abbildung 15:** Einteilung und Benennung der unterschiedlichen Quadranten der Probenflächen. Unterhalb der glatten Probenflächen liegen die rauen Probenflächen. Der Unterschied für die Benennung folgt aus dem Buchstaben „g“ für glatte Implantatportion bzw. „r“ für die raue Implantatportion.

Mit diesen Markierungen bleiben die Implantate und jeweiligen Flächen zuordnungsfähig. Führt man gedanklich die senkrechte Begrenzung der Probenflächen nach apikal über die Implantatschulter hinaus bis zum ersten Gewinde, ergeben sich die vier rauen Probenflächen 1r-4r.

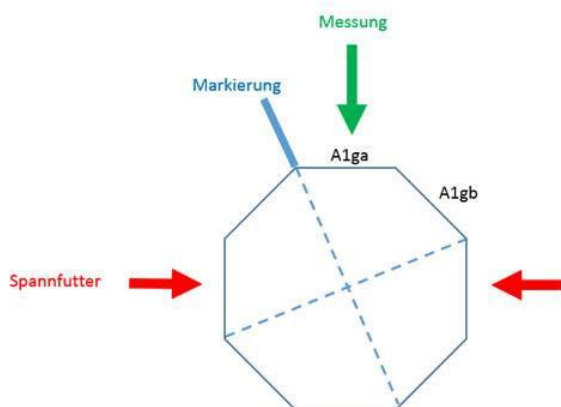
### 2.1.2 Pilotstudie zur Überprüfung der Messmethode

Zunächst wurden zwei Implantate manuell sondiert und nachfolgend untersucht. Die hierfür verwendeten Implantate wurden mittels Lichtmikroskop (Smartproof 5) und der daran angeschlossenen Software ZEN (ConfoMap Premium 7.4.8341) dreidimensional betrachtet. Es fand hierfür ein Objektivtyp 20x/0,7 bei blauer LED-Beleuchtung mit einer Wellenlänge von 405nm Verwendung. Der Arbeitsabstand betrug 1,3 mm. Mit Hilfe der Software konnten durch die zahlreichen dreidimensionalen Messparameter Oberflächenrekonstruktionen hergestellt, graphisch dargestellt und die Rauheitsparameter reproduzierbar errechnet werden. Um einen reibungslosen Ablauf der späteren winkelabhängigen Proben-Positionierung zu erzielen, wurde der Versuch mit unterschiedlichen Winkeln an einem eingebetteten konischen Polierer geübt.



**Abbildung 16:** Links: Übersichtsbilder vor und nach händischer Sondierung als Testdurchlauf vor Versuchsdurchführung mittels Smartproof 5 (Objektivtyp 20x/0,7; Zeiss, München) und Rechts: Eingespannte Click-Probe Sonde und eingebetteter konischer Polierkörper zur vereinfachten späteren Winkeleinstellung der Sonde zum Implantat.

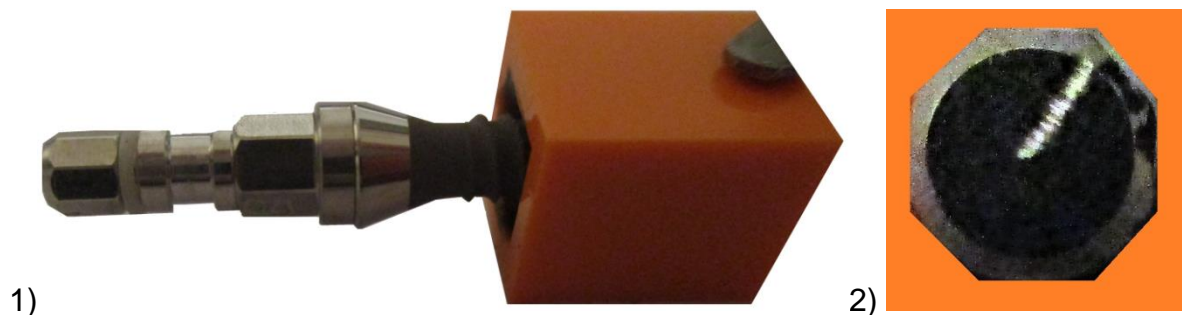
Um die Reliabilität zu überprüfen, wurden die Messungen innerhalb eines Quadranten wiederholt durchgeführt (Abbildung 17).



**Abbildung 17:** Jeder Quadrant wurde im Uhrzeigersinn in eine erste und eine zweite Hälfte unterteilt. Die Messung vor Versuchsdurchführung beinhaltet ein 1x1,5mm großes Feld der ersten Hälfte (A1ga) von jeder Probenfläche (A1ga+A1gb). Die Messungen der Probenflächen A1ga und A1gb dienen der Überprüfung einer Reliabilität der glatten Probenfläche A1g.

### 2.1.3 Stativ und Sonden

Zur sicheren Fixation in der Versuchsanordnung wurden die Versuchsimplantate zunächst in einen Legostein mit Kerr-Wachs eingebettet, um eine präzise Abgrenzung der einzelnen Probenflächen während der Versuchsdurchführung sicherstellen zu können.



**Abbildung 18:** Eingebettetes Implantat mit achtkant Vertikalschraube in einen quadratischen Legostein. Ansicht von 1) Lateral und 2) koronal auf Vertikalschraube.

Für die Versuche wurde jeweils eine produktionsfrische metallische Parodontalsonde (Aesculap Corp, Tuttlingen, Germany) sowie eine PA-Sonde aus Kunststoff (Kerr Corp, Orange, CA, USA) verwendet. Die Sonden weisen folgende Eigenschaften auf:

Sondenname	0.2-0.25N calibrated Click-Probe™	Periodontometer WHO DB765R
Hersteller	Kerr Corp, Orange, CA, USA	Aesculap Corp, Tuttlingen, Germany
Material	Thermoplastisches Hochleistungspolymer	Rostfreier Stahl mit Titan Nitrit Beschichtung
Kalibration	0,2-0,5 N	0,2 N
Mechan.Eigenschaft	Elastizitätsmodul: 2000-3000MPa	Härtegrad: 45-47 HR

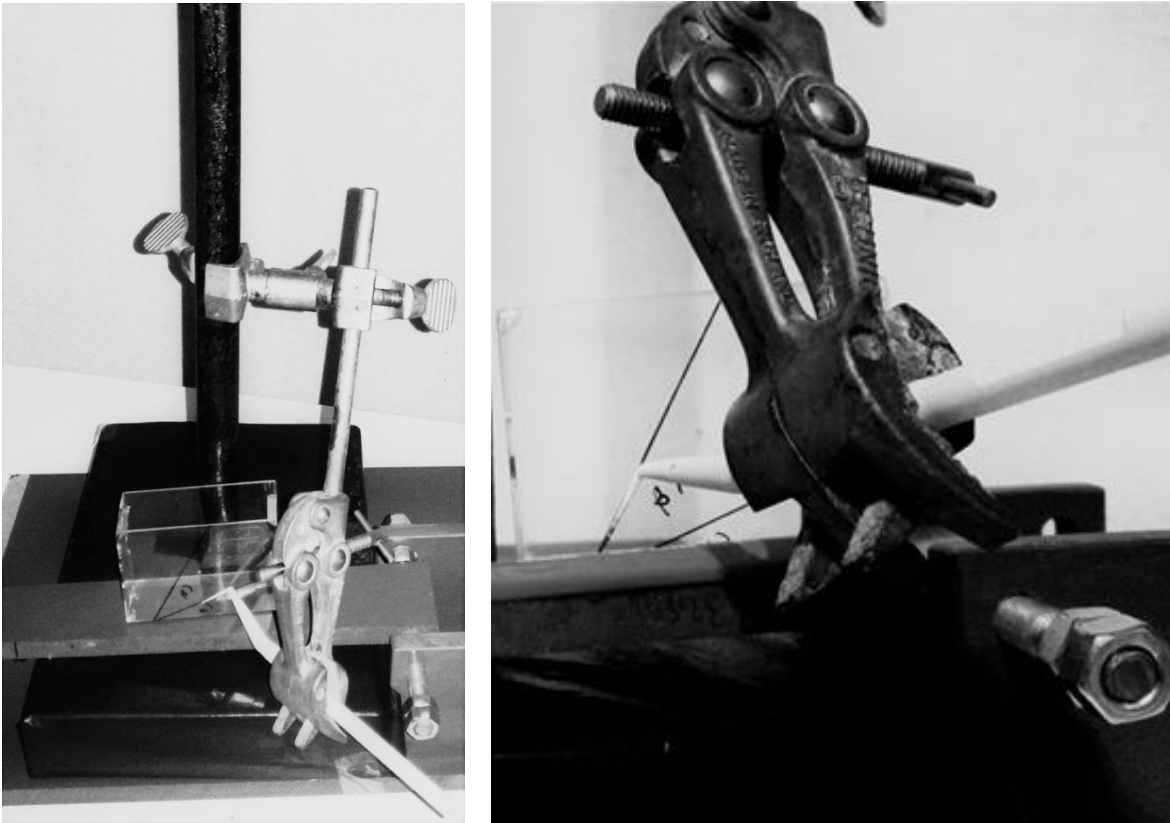
**Tabelle 4** – Spezifikationen der benutzten Sonden



**Abbildung 19:** Click-Probe™ aus Kunststoff (Kerr Corp, USA) **Abbildung 20:** Periodontometer aus Stahl mit Titanbeschichtung (Aesculap Corp, Germany)



Zur experimentellen Sondierung wurden die PA-Sonden in einem definierten Winkel von  $20^\circ$  sowie  $60^\circ$  zur Implantatoberfläche geführt. Der Bearbeitungswinkel konnte durch eine spezielle Schablone eingestellt und damit während der gesamten Bearbeitungsdauer durch ein Stativ sichergestellt werden. Der Anpressdruck von 0,2-0,25N wurde durch den Einsatz von druckkalibrierten Sonden gewährleistet.



**Abbildung 21:** Stativ mit Schablone zur Einstellung der Winkel  $\alpha=20^\circ$  und  $\beta=60^\circ$  zwischen Probentisch und Sondenschaft. Die Stellschrauben des Statives lassen Positionsänderungen der eingespannten Sonde in dreidimensionaler Richtung zu.



**Abbildung 22:** Positionierung der Proben nach Ausbetten zur mikroskopischen Untersuchung.



#### 2.1.4 Laserscanning-Mikroskop (LSM 800 MAT)

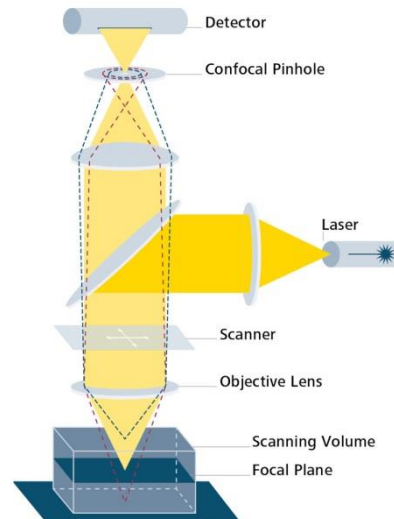
Die Oberflächenrauheit der Kontroll- und Testoberfläche wurde mittels Laserscanning-Mikroskop (LSM 800 MAT, Zeiss, München) gemessen. Bei dem Mikroskop handelt es sich um ein konfokales Laser Scanning Mikroskop, das Laserlicht in einem konfokalen Strahlengang nutzt, um definierte optische Schnitte der Probe zu erzeugen und diese in einem 3D-Bildstapel darzustellen. Die Blende (Pinhole) detektiert nur die innerhalb der Fokus-Ebene liegende Information. Die außerhalb des Fokus liegende Information wird dagegen blockiert und nicht abgebildet, sodass es für lichtreflektierende optische Unreinheiten außerhalb der Probenfläche noch weniger stöempfindlich ist als ein konventionelles Weitfeld-Konfokalmikroskop.

Durch eine digitale Schnittstelle konnten die vom Mikroskop generierten Bilder in die Auswertungssoftware ZEN (ConfoMap Premium 7.4.8341) importiert werden.



**Abbildung 23:** Versuchsaufbau bei Untersuchung der Proben LSM 800 MAT (Zeiss, München) und ZEN (ConfoMap Premium 7.4.8341)

1. Mikroskop
2. Objektive
3. Probe in Probenhalterung
4. Probentisch wird mit Schrittmotor betrieben
5. 3D-Maus zur Steuerung der XYZ-Achse
6. Computersystem mit ZEN Imaging Software und Monitor ist über USB mit Stativ verbunden



**Abbildung 24:** ZEISS LSM 800 für Materialuntersuchungen, ein Punktscanner mit Laser und Photomultiplier.

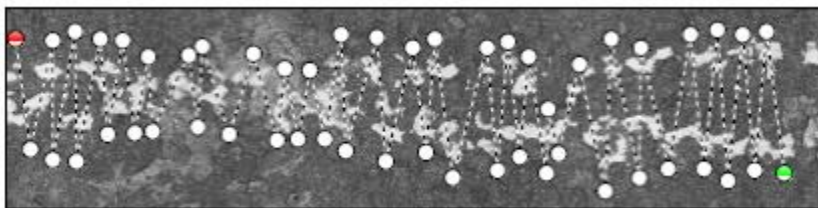
### 2.1.5 Messmethode und Berechnung

Der Probestisch ließ sich von der Imaging Software ZEN (ConfoMap Premium 7.4.8341) dreidimensional steuern. Mit Hilfe der Software konnten durch die zahlreichen dreidimensionalen Messdaten Oberflächenrekonstruktionen hergestellt und graphisch dargestellt werden. Es wurde zunächst jeweils ein Übersichtsbild der Größe 4mm x 4mm angefertigt und darüber die laterale Ausrichtung bestimmt. Die Z-Achsenbestimmung wurde über die Stapeldicke definiert und war auf maximal 1000 Scheiben begrenzt.

Mittels der ZEN Software (ConfoMap Premium 7.4.8341) wurden die geometrischen Parameter auf Rauheit analysiert und die entsprechenden Rauheitsparameter daraus extrahiert. Die Referenzwerte wurden für jede Probenfläche einzeln aus den Daten subtrahiert.

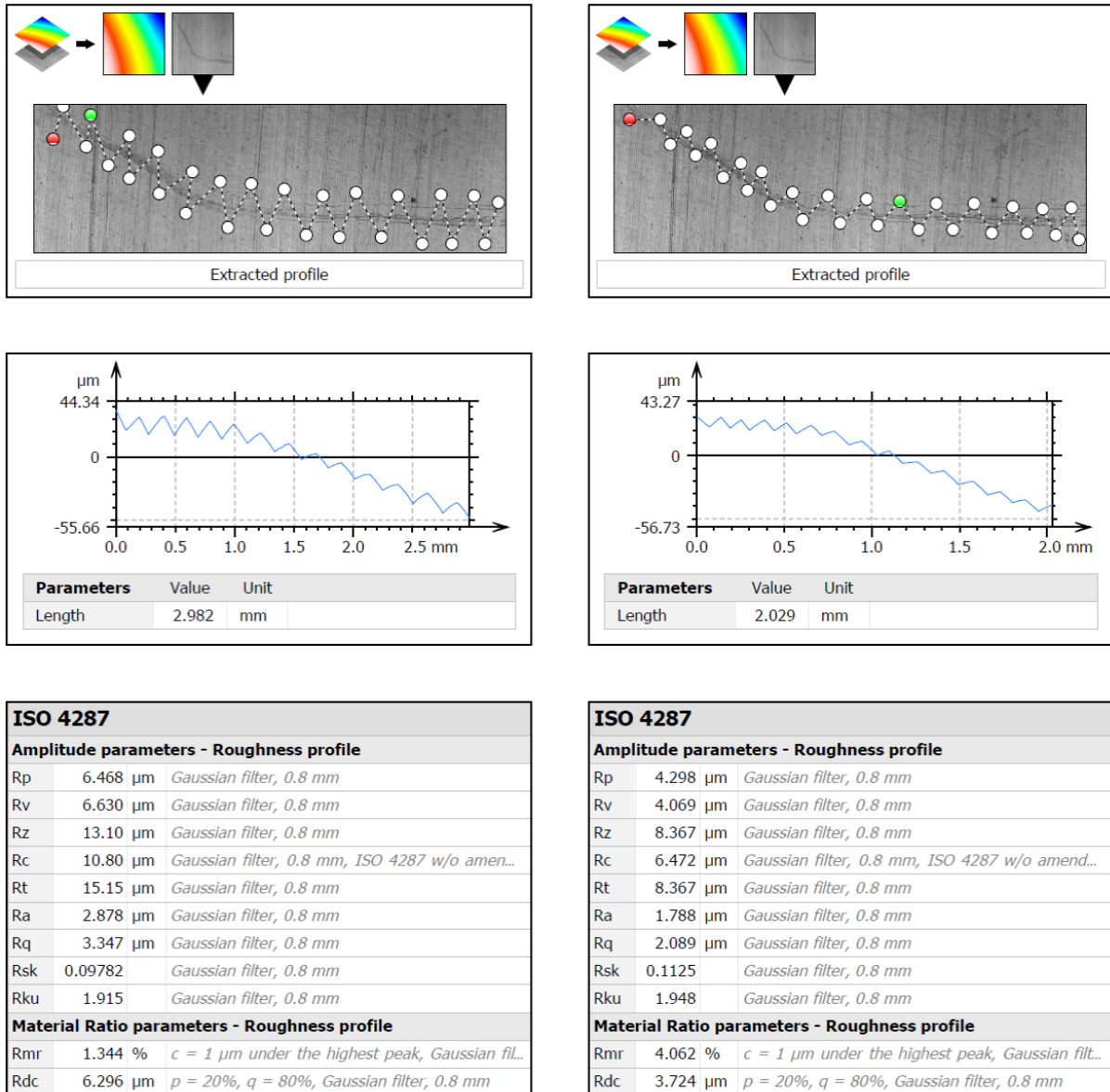
Um die Probenflächen nach Versuchsdurchführung zu analysieren, wurden in der Übersichtsaufnahme entlang der Achsenrichtung verlaufende Sondierungsspuren aufgesucht, diese als zu untersuchende Probenfläche definiert und dann für jede Probenfläche anhand des ausgewählten Bereiches ein Rauheitsprofil erzeugt.

Dabei wurde ein Profil senkrecht über die Bearbeitungsspur gelegt (Abbildung 25) und anschließend analysiert.



**Abbildung 25:** Messmethode von Zeiss der Oberflächenveränderung aus Abbildung 36: LSM 800 MAT, quer zur Implantatachse. SLA-Fläche oberhalb des ersten Gewindes nach Bearbeitung „rau“ aus Abbildung 36.

Für das Erfassen aller Rauheitsparameter wurde die Objektform und sogenannte Waviness (Welligkeit) herausgerechnet. Als Beweis der Notwendigkeit dieses Berechnungsschrittes dient ein Vergleich der Rauheits-Analyse in Abhängigkeit der Profilpositionierung, ohne rechnerische Extraktion der Waviness ( $\lambda c$ ) (Abbildung 26).

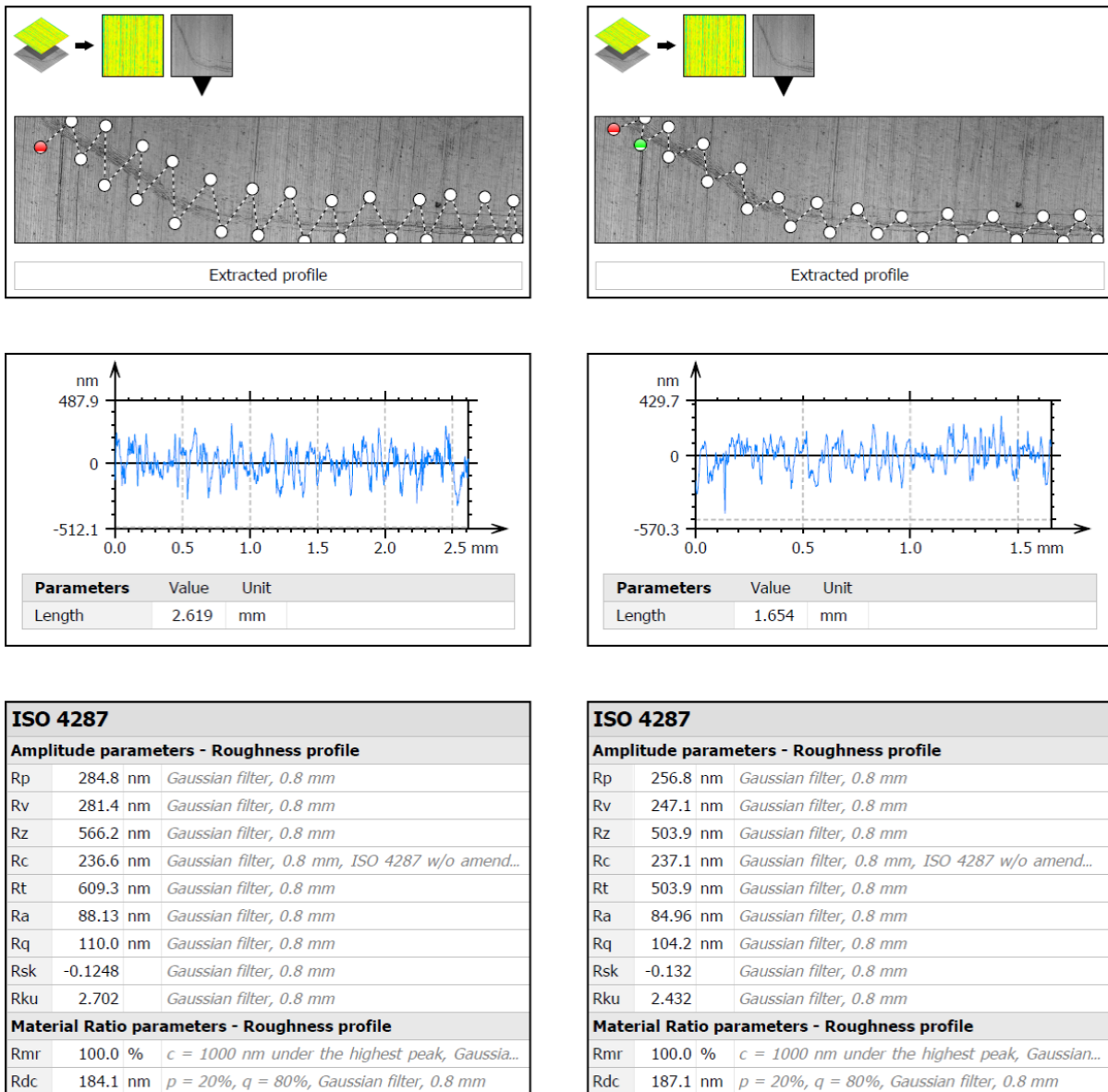


**Abbildung 26:** Die Angaben der Profilrauheit ohne Anwendung eines Filters zeigen deutlich unterschiedliche Rauheitsparameter bei derselben Probenfläche.

Um den dadurch erbrachten Messfehler zu beseitigen, wurden zwei Filter angewandt:

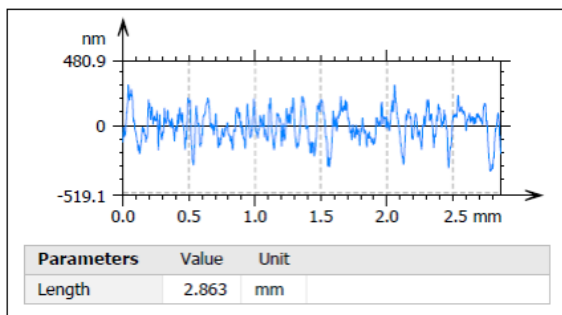
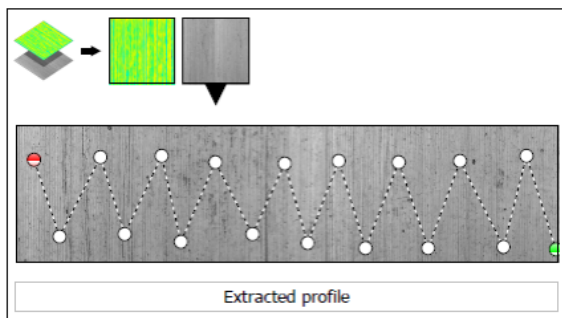
- 1) Objektform wird rechnerisch extrahiert
- 2) Welligkeit und Rauheit werden rechnerisch separiert

Ein Vergleich zeigt, die resultierende Unabhängigkeit von der zurückgelegten Messtrecke (Abbildung 27 und 28).



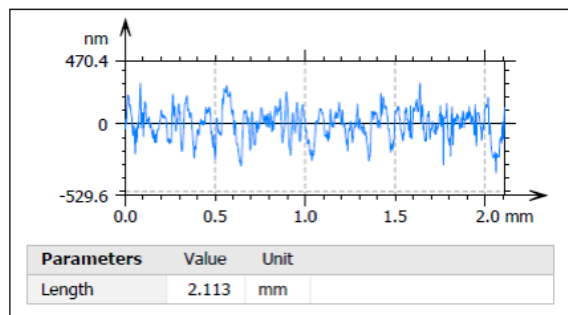
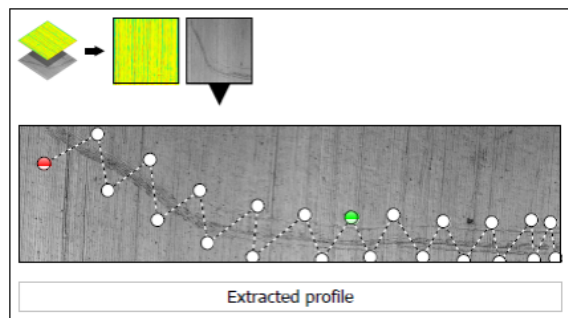
**Abbildung 27:** Erster Filter wird angewendet: Um den Einfluss der Werkstückform zu reduzieren, können Rauheitsparameter auf der abgeflachten Oberfläche abgeleitet werden. Dies geschieht durch Ausfiltern der Waviness.

## Reference



ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	214.7 nm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	295.4 nm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	510.1 nm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	271.8 nm	Gaussian filter, 0.8 mm, ISO 4287 w/o amend...
Rt	593.2 nm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	86.77 nm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	106.3 nm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.1493	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	2.604	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	100.0 %	c = 1000 nm under the highest peak, Gaussia...
Rdc	187.2 nm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0.8 mm

## Scratched

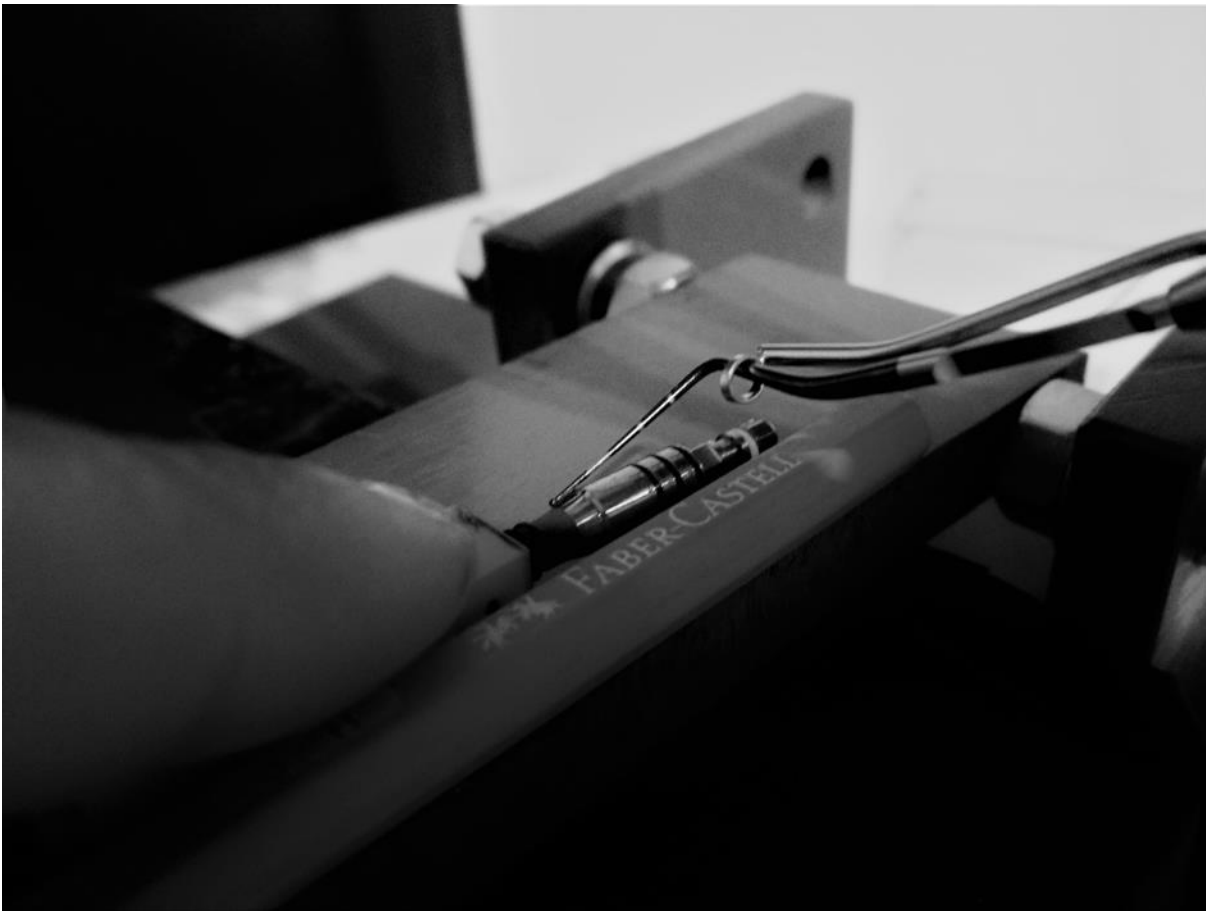


ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	274.6 nm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	319.5 nm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	594.1 nm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	236.8 nm	Gaussian filter, 0.8 mm, ISO 4287 w/o amend...
Rt	603.2 nm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	92.52 nm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	116.1 nm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.2547	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	2.849	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	100.0 %	c = 1000 nm under the highest peak, Gaussia...
Rdc	182.0 nm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0.8 mm

**Abbildung 28:** Zweiter Filter wird angewendet: Das Profil wird von der abgeflachten Oberfläche (Filter 1, s.o.) extrahiert. Welligkeit und Rauheit werden getrennt.

## 2.2 Versuchsdurchführung

Die Implantate wurden auf den Legosteineiten von 1 bis 4 nummeriert, um die Quadranten 1 bis 4 während der Bearbeitung und der nachfolgenden Analyse eindeutig zuordnen zu können. Damit die Sondierungsrichtung einheitlich entlang der Implantatachse erfolgt, wurde eine Bande aus Holz auf den Probenstisch geklebt. Entlang dieser konnte dann der Legostein parallel zum Implantat bewegt werden. Eine durchsichtige quadratische Schablone aus starrem Material, auf die zwei Winkel  $\alpha$  20° und  $\beta$  60° gezeichnet sind, wurde auf den Probenstisch aufgelegt und danach die Sonde, die im Stativ befestigt ist, zur Implantatoberfläche in dem festgelegtem Winkel ausgerichtet.



**Abbildung 29:** Ein eingebettetes Implantat an der Holzblende wird mit einer Metallsonde mit 20° bei einem definierten Anpressdruck von 0,2-0,25N bearbeitet.

Die experimentelle Sondierung fand mit einem definierten Anpressdruck von 0,2-0,25N und einem Winkel von 20° sowie 60° zur Implantatoberfläche statt. Dabei wurde jeweils der erste Quadrant jeden Implantats mit einer Kunststoffsonde (Kerr Corp, Orange, CA, USA) bei 60°, der zweite Quadrant bei 20°, der dritte Quadrant mit einer Metallsonde (Aesculap Corp, Tuttlingen, Germany) bei 60° und der vierte Quadrant bei 20° ebenfalls mit dieser Metallsonde, beginnend bei glatter Implantatschulter entlang der Implantatachse bis zum ersten Gewindegang sondiert. Dieser Vorgang wurde pro Quadrant fünfmal wiederholt, wobei die Sonde jeweils um ca. 1mm versetzt angelegt wurde. Die Zuordnung der Quadranten erfolgt bei Ansicht auf das eingebettete, senkrecht gestellte Implantat im Uhrzeigersinn und ist wie folgt:

1) 1g & 1r >Kunststoffsonde 60°	2) 2g & 2r > Kunststoffsonde 20°
4) 4g & 4r >Metallsonde 20°	3) 3g & 3r >Metallsonde 60°

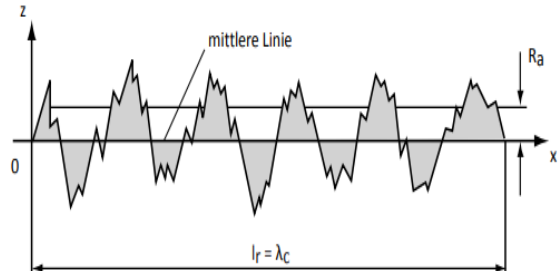
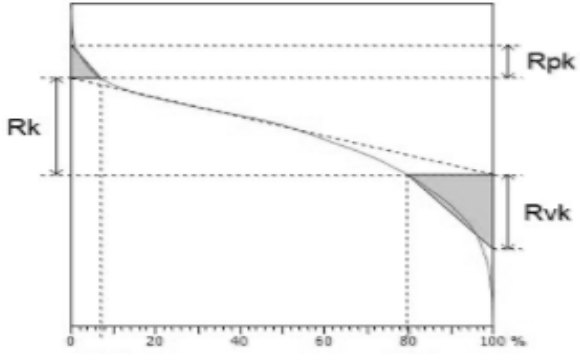
Anschließend wurden die Versuchsproben für die mikroskopische Untersuchung aus den mit Kerr-Wachs gefüllten Legosteinen mit heißem Wasser vorsichtig herausgelöst. Damit es

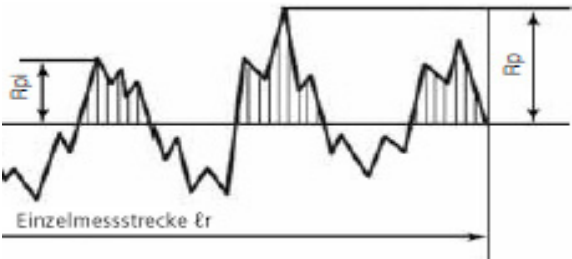
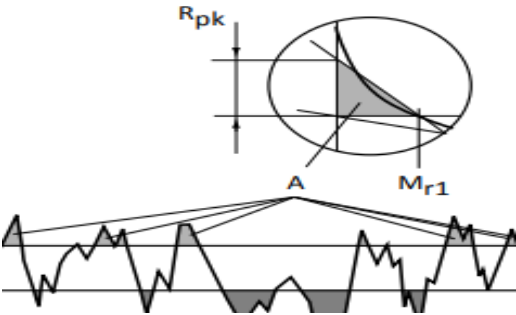
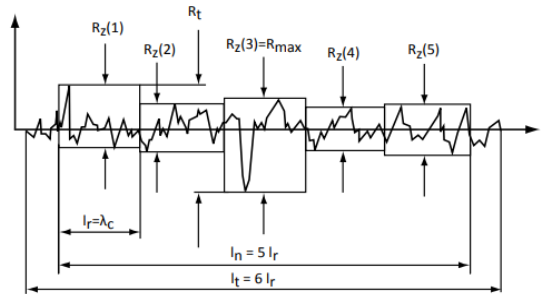


nicht durch eventuelle Kunststoff- oder Metallpartikel zu einer Verfälschung der Rauheitswerte im Ergebnis kommt, wurden die Implantate nach Bearbeitung eine Minute lang mit einem sanften Luft-Wasser-Spray abgespült und anschließend mikroskopisch untersucht (Abb. 23). Dafür wurden sie im Bereich der Achtkant-Vertikalschraube in eine zangenförmige Metallhalterung eingespannt und die zu untersuchende Probenfläche jeweils parallel zum Probentisch ausgerichtet.

### 2.3 Mikroskopische Analyse der Implantatoberflächen

Folgende 2D-Parameter, die die Oberflächenrauheit beschreiben, wurden analysiert. Sie sind wie folgt definiert (Jung, 2012):

<b>Ra</b>	Definiert als arithmetisches Mittel des Profils. Durchschnittliche Oberflächenrauheit des Profils, also ein Durchschnittswert. Dieser Parameter stellt die mittlere Abweichung des Profils von der mittleren Linie dar.	$R_a = \frac{1}{l_r} \int_0^{l_r}  z(x)  dx \quad \text{bzw.} \quad R_a = \frac{1}{l_n} \int_0^{l_n}  z(x)  dx$ 
<b>Rq</b>	Definiert als quadratischer Mittelwert des Profils. Dieser Wert reagiert empfindlicher auf einzelne Spitzen und Riefen als Ra.	
<b>Rv</b>	Definiert als die Tiefe des tiefsten Tals (Riefentiefen).	
<b>Rk</b>	Kernrautiefe. Dieser Parameter beschreibt die Tiefe des Rauheitskernprofils und leitet sich aus der Abbottkurve (Abbildung 31) ab.	
<b>Rvk</b>	Definiert als (durch Schmiermittel oder Abnutzung) reduzierte Taltiefe. Eine funktionsorientierte Kenngröße.	Tiefe des Bereiches, in dem sich eine auf die Oberfläche aufgetragene Flüssigkeit sammelt.

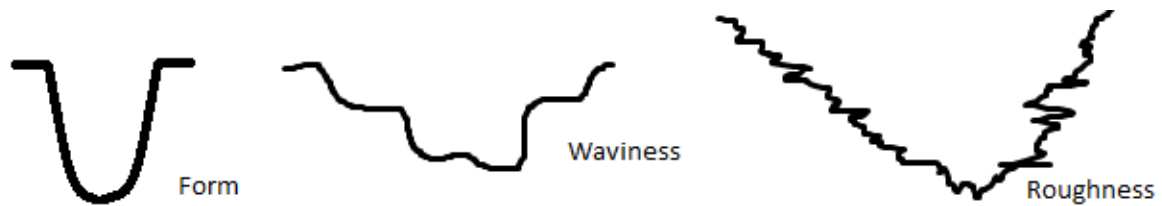
Rp	Mittlere Glättungstiefe. Das Profil wird in 5 gleich lange Strecken (der Grenzwellenlänge entsprechend) unterteilt. Die Strecke Abstand von „Mittellinie“ zu „höchste Spitze“ wird gemessen und der Wert als gemittelte Glättungstiefe Rp angegeben.	
Rpk	Definiert als (durch Bearbeitung) reduzierte Spitzenhöhe. Eine funktionsorientierte Kenngröße.	Die Höhe des mit den Kuppenflächen Fläche A in Abbildung flächengleichen Dreiecks: 
Rt	Gesamthöhe des Profils: Höhe zwischen dem tiefsten Tal und der höchsten Spitze auf der Bewertungslänge.	Vertikale Differenz der tiefsten Riefe und der höchsten Spitze innerhalb der Gesamtmessstrecke.
Rz	Maximale Höhe des Profils: Definiert auf der Abtastlänge. Dieser Parameter wird häufig verwendet, um zu prüfen, ob das Profil überstehende Spitzen aufweist, die die statische oder Gleitkontaktfunktion beeinträchtigen könnten. Der Wert ergibt sich aus Mittelung der Ergebnisse von 5 Einzelmessstrecken und reagiert empfindlicher auf Veränderungen von Oberflächenstrukturen als Ra.	Definition der Rautiefe Rz, der maximalen Einzelrautiefe Rmax und der Rautiefe Rt $R_z = \frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 R_{z(i)}$ 

**Tabelle 5:** Definition der 2D-Oberflächenparameter

Wannerberg et al. untersuchte die Implantatoberfläche mittels Mikroskop, verwendete dafür aber ein Laser-Scan-Profilometer und unterschied die Textur in Form, Welligkeit und Rauheit

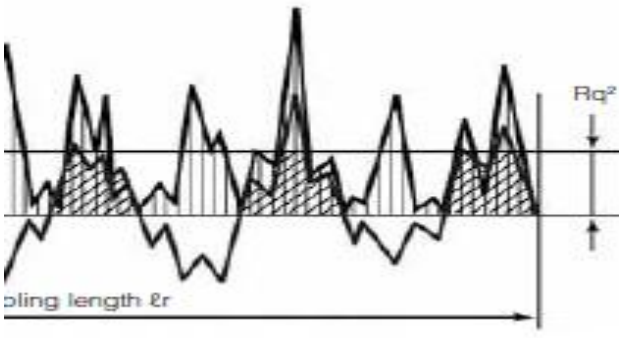
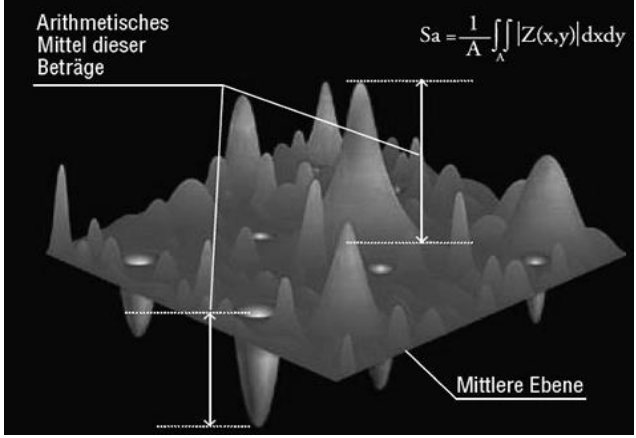


(Wennerberg and Albrektsson, 2000). Dabei bezieht sich die Form auf die Struktur (Profil), die kleinsten Unregelmäßigkeiten nennt er Rauheit und beschreibt sie mit Parametern wie Sa, Scx, Sdr.

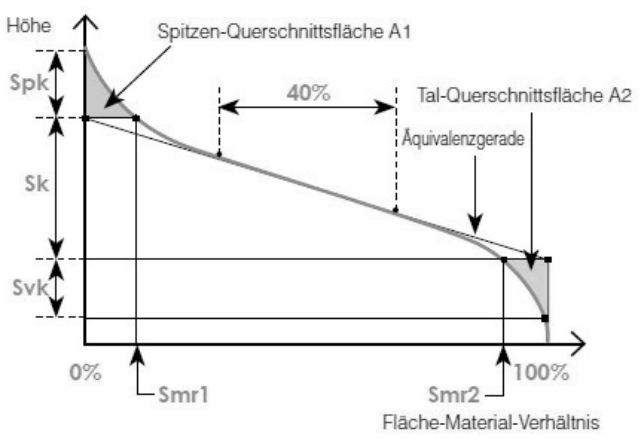
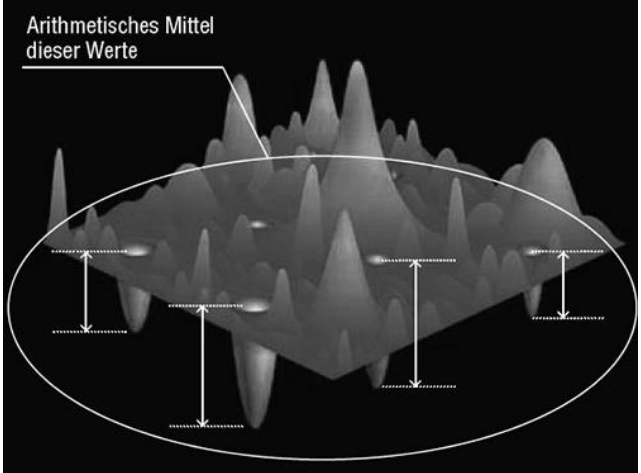
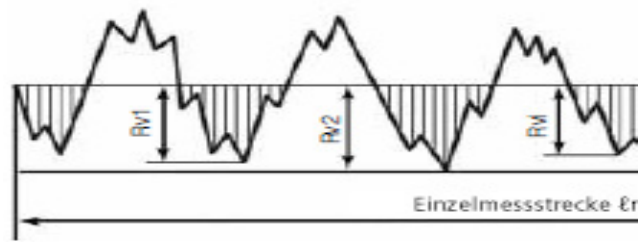


**Abbildung 30:** Beschreibung der Profile -Modifiziert nach Wenneberg & Albrektsson 2000

Die sogenannte Flächenrauheit wird nach einer ähnlichen Nomenklatur benannt und beschreibt im Gegensatz zur zweidimensionalen Profilrauheit eine dreidimensionale Rauheit. Diese berücksichtigen unter anderem funktionelle Aspekte und beinhalten Werte wie:

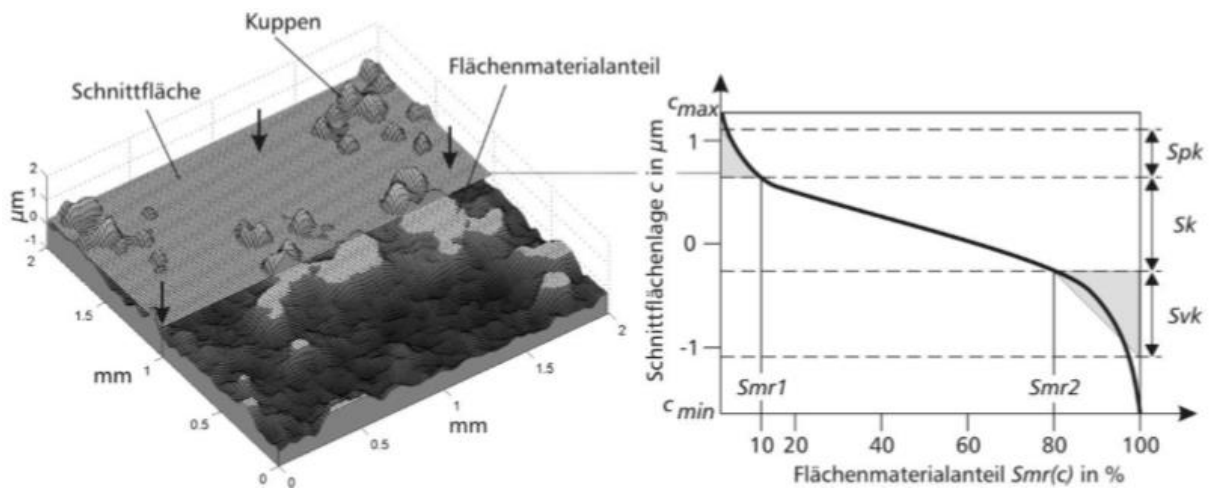
Sq	Die mittlere quadratische Höhe der Oberfläche.	Sq ist die Verallgemeinerung von Rq auf Flächen: 
Sa	Die arithmetische mittlere Höhe der Oberfläche. Es handelt sich um die Erweiterung des Profilrauheitparameters Ra in die Fläche.	
Sz	Die maximale Höhe der Oberfläche.	Sz ist die Verallgemeinerung von Rz auf Flächen.

Sk	Die Kernrauheit $S_k$ gibt an, wie belastbar die Oberfläche in ihrem Kernbereich ist. Je kleiner (negativer) $S_k$ ist, desto größer ist der Traganteil. Dieser Wert basiert auf der Abbott-Kurve (Abbildung 31).	<p>Ergibt sich aus Subtraktion der minimalen Höhe von der maximalen Höhe der Kernoberfläche.</p> <p>Das Diagramm zeigt die Abbott-Kurve, die die Höhenverteilung einer Oberfläche darstellt. Die Y-Achse ist mit 'Höhe' beschriftet, die X-Achse mit '0%' und '100%'. Eine Kurve verläuft von links oben nach rechts unten. Eine horizontale Linie markiert die minimale Höhe, eine vertikale Linie markiert die maximale Höhe. Der Abstand zwischen diesen Linien ist mit <math>S_k</math> beschriftet. Eine gestrichelte Linie, die als 'Äquivalenzgerade' bezeichnet wird, verläuft parallel zur Kurve. Ein Punkt auf der Kurve ist mit '40%' markiert. Die X-Achse ist mit 'S<sub>mr1</sub>' und 'S<sub>mr2</sub>' beschriftet.</p>
Ssk	Die Welligkeit der Höhenverteilung. Die Ssk-Werte stehen für den Neigungsgrad der Rauheit.	<p><math>S_{sk} &lt; 0</math>: Die Höhenverteilung ist oberhalb der mittleren Ebene geneigt.</p> <p><math>S_{sk} = 0</math>: Die Höhenverteilung (Spitzen und Vertiefungen) ist symmetrisch zur mittleren Ebene.</p> <p><math>S_{sk} &gt; 0</math>: Die Höhenverteilung ist unterhalb der mittleren Ebene geneigt.</p>
Sku	Die Glattheit/Schärfe der Höhenverteilung $S_{ku} = 3$ : entspricht der Normalverteilung.	<p>Drei Diagramme zeigen die Höhenverteilung für verschiedene <math>S_{ku}</math>-Werte. Das linke Diagramm zeigt eine flache, breite Kurve für <math>S_{ku} &lt; 3</math>. Das mittlere Diagramm zeigt eine glockenförmige Kurve für <math>S_{ku} = 3</math>. Das rechte Diagramm zeigt eine spitze, schmale Kurve für <math>S_{ku} &gt; 3</math>. Die X-Achse ist mit 'z' beschriftet.</p>
Sp	Die maximale Peakhöhe.	<p><math>S_p = \max z(x,y)</math></p> <p>Das Diagramm zeigt eine unregelmäßige, wellenförmige Linie, die die Höhenverteilung darstellt. Die Y-Achse ist mit 'R<sub>p1</sub>' und 'R<sub>p2</sub>' beschriftet. Die X-Achse ist mit 'Einzelmessstrecke <math>\ell_r</math>' beschriftet.</p>

Spk	Durchschnittliche Höhe der Spitzen über der Kernoberfläche. Eine funktionsorientierte Kenngröße.	 <p>Das Diagramm zeigt ein Koordinatensystem mit der vertikalen Achse 'Höhe' und der horizontalen Achse 'Fläche-Material-Verhältnis'. Eine Kurve stellt die Oberflächenprofile dar. Die 'Spitzen-Querschnittsfläche A1' ist als graue Fläche unter der Kurve von 0% bis 40% aufgetragen. Die 'Tal-Querschnittsfläche A2' ist die graue Fläche unter der Kurve von 40% bis 100%. Eine 'Äquivalenzgerade' verbindet die Punkte auf der Kurve bei 40% und 100%. Die vertikale Distanz zwischen der Kurve bei 0% und der Äquivalenzgerade ist als <math>Spk</math> (Spitzenhöhe) markiert. Die vertikale Distanz zwischen der Äquivalenzgerade und der Kurve bei 100% ist als <math>Svk</math> (Taltiefe) markiert. Die horizontale Distanzen sind mit <math>Smr1</math> (0% bis 40%) und <math>Smr2</math> (40% bis 100%) gekennzeichnet.</p>
Svk	Arithmetische Mittel der reduzierten Riefentiefe. Eine funktionsorientierte Kenngröße.	<p>Volumentiefe des Bereiches, in dem sich eine auf die Oberfläche aufgetragene Flüssigkeit sammelt.</p>  <p>Das 3D-Modell zeigt eine raue Oberfläche mit mehreren Vertiefungen. Ein weißer Ellipsoid umschließt einen Bereich der Oberfläche. Ein Pfeil weist auf den 'Arithmetisches Mittel dieser Werte' (Arithmetisches Mittel der reduzierten Riefentiefe) hin. Die vertikale Distanz zwischen der Oberfläche und dem Ellipsoid ist als <math>Svk</math> markiert.</p>
Sv	Die maximale Taltiefe Sv ist die Verallgemeinerung von Rv auf Flächen.	 <p>Das Diagramm zeigt ein Profil einer Oberfläche mit mehreren Vertiefungen. Die vertikale Distanz zwischen der Oberfläche und dem tiefsten Punkt einer Vertiefung ist als <math>Rv1</math>, <math>Rv2</math> und <math>Rv</math> markiert. Die horizontale Distanz zwischen den tiefsten Punkten ist als 'Einzelmessstrecke <math>\ell_r</math>' gekennzeichnet.</p>

V <sub>vv</sub>	<p>Leeres Volumen der Täler.</p> <p>Berechnung: Flächenhafter Materialanteilwert, der die reduzierten Täler von der Kernoberfläche trennt.</p> <p>Standardmäßig werden 80% verwendet.</p>	
-----------------	---	--

**Tabelle 6:** Definition der 2D-Oberflächenparameter



**Abbildung 31:** links: Darstellung einer Oberfläche mit Schnitffläche und darüber herausragenden Kuppen. Rechts: die daraus abgeleitete Abbott-Kurve (Seewig et al., 2011).

## 2.4 Statistische Analyse

Die Analyse der Ergebnisse wurde mit SPSS (Version 22; SPSS Inc., Chicago, IL, USA) durchgeführt. Zunächst wurden für alle zu untersuchenden Parameter der Profil- wie Flächenrauheit innerhalb der Gruppen der arithmetische Mittelwert sowie die Standardabweichung berechnet. Ebenso sind in der deskriptiven Analyse der Median und der Interquartilabstand beschrieben. Nachfolgend wurden innerhalb der Versuchsgruppen die Normalverteilungen der Messwerte mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests sowie die Homogenität der Varianzen zwischen den Gruppen mit Hilfe des Levene-Tests geprüft. Die Unterschiede der Mittelwerte der gemessenen Rauheitsparameter vor und nach der Bearbeitung wurden mit Hilfe des t-Tests für abhängige Stichproben analysiert. Zusätzlich wurde mit Hilfe des t-Tests für unverbundene Stichproben ein Vergleich der unbehandelten

Oberflächen im glatten und rauen Bereich vorgenommen. Für alle Testverfahren wurden zweiseitige p-Werte  $<0.05$  als signifikant angenommen. Darüber hinaus wurde nach Sichtung der Daten und statistischen Ergebnisse noch eine Sensitivitätsanalyse durchgeführt (post-hoc). Dabei wurden die Mittelwerte des biologisch bedeutsamen Parameters Vvv vor und nach Bearbeitung mit Metall- oder Kunststoffsonde durch einen t-test für verbundene Stichproben miteinander verglichen. Hierbei wurden die Bearbeitungswinkel von 20° und 60° kombiniert und so eine Fallzahl von insgesamt  $n=10$  erreicht (10 unbehandelte und 10 behandelte Flächen jeweils für Metall- und Kunststoffsonde).

### **3. Ergebnisse**

#### **3.1.1 Makroskopische Beurteilung vor Bearbeitung**

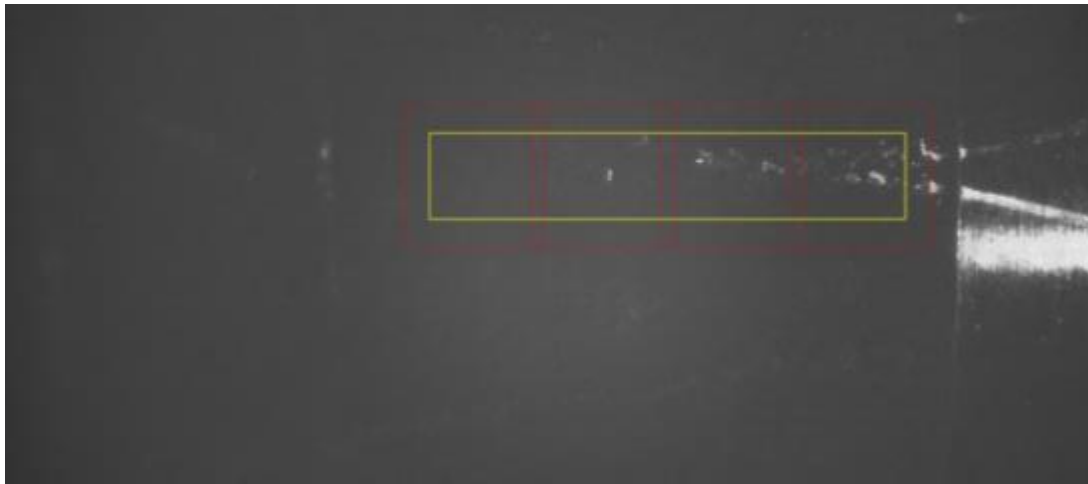
Vor Versuchsdurchführung lassen sich die Implantate „A“, „B“, „C“, „D“ und „E“ folgendermaßen beschreiben: Der zylinderförmige Metallkörper besteht aus einer lichtreflektierenden Implantatschulter, in die zentral eine Achtkant-Vertikalschraube desselben Werkstoffes fest eingeschraubt ist. Der Metallkörper ist nicht Bestandteil des im Mund verbleibenden Implantates und somit auch keine Probenfläche, so dass auf diesem Abschnitt die Markierungen der o.g. Nomenklatur A-E erkennbar sind. Der koronale Anteil lässt außerdem den in Abschnitt 2.1 beschriebenen Strich sowie die Farbmarkierung erkennen. Unterhalb der konisch geformten Implantatschulter befindet sich der nicht lichtreflektierende und dadurch rau erscheinende Implantatanteil mit Gewindegängen. Die Implantate haben einen Durchmesser von 4,1mm und sind 14mm lang.

Alle glatten sowie rauen Probenflächen lassen sichtbaren Bearbeitungsspuren oder Unregelmäßigkeiten erkennen.

#### **3.1.2 Makroskopische Beurteilung nach Bearbeitung**

Nach Durchführung des Versuches fällt vor allem an der von der Achtkant-Vertikalschraube aus gesehen abgewandten Hälfte des Implantates, also den rauen Probenflächen, eine Veränderung auf: Die bisher matt erscheinenden Flächen lassen im dritten und vierten Quadranten aller Implantate unterschiedlich stark lichtreflektierende, deutlich unter 1 mm breite Striche erkennen. Diese sind zwischen Implantatschulter und dem ersten Gewindegang sichtbar, parallel zur Implantatachse ausgerichtet und gehen zum Teil in den glänzenden Anteil, die Implantatschulter, über (Abbildung 32). Diese linienförmige Veränderung, auch anisotrope Oberfläche genannt, hebt sich in diesen Bereichen dadurch ab, dass die Striche hier im Vergleich zur hochglänzenden Oberfläche matt erscheinen. Im

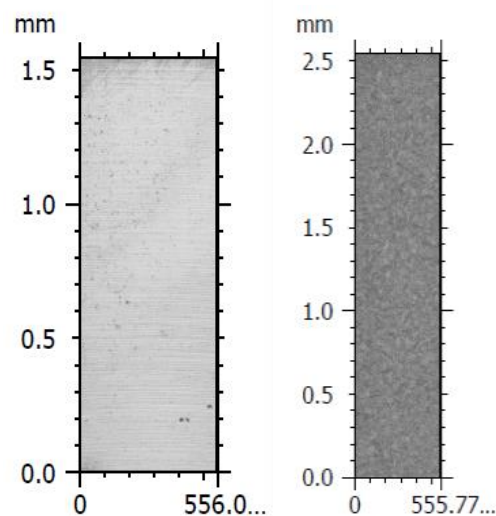
ersten wie zweiten Quadranten sind mit bloßem Auge keine Veränderungen auf der Oberfläche erkennbar.



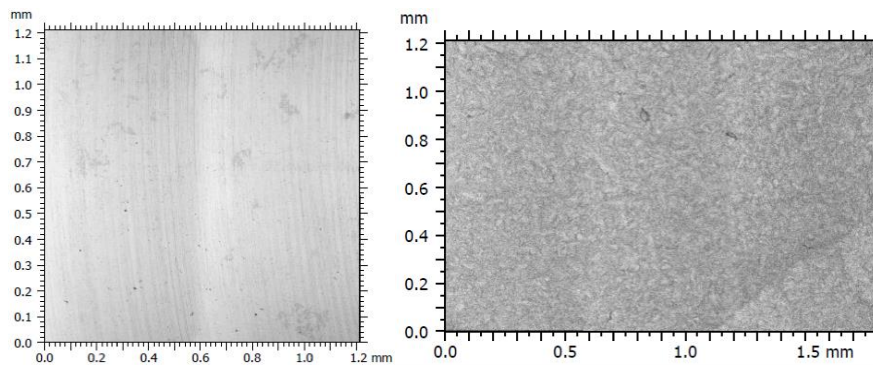
**Abbildung 32:** Auf dem rauen Anteil des Implantates sind deutlich veränderte Lichtreflektionen erkennbar.

### 3.2.1 Mikroskopische Beurteilung vor Bearbeitung

Die Untersuchungsbilder der glatten Probenflächen lassen homogen verteilte Bearbeitungsspuren erkennen. Die weniger lichtreflektierenden, rauen Probenflächen zeigen homogen verteilte Pixel (Abbildung 33 und 34).



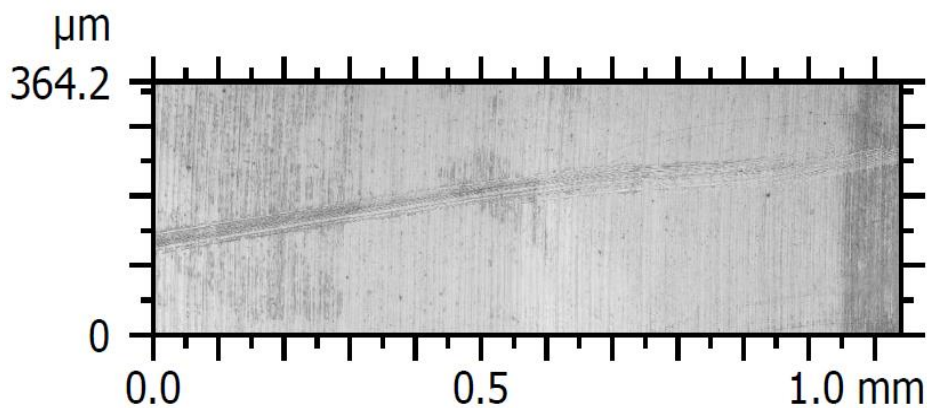
**Abbildung 33:** Aufnahme mittels Smartproof 5 im Rahmen der Pilotstudie. Mikroskopische Aufnahme längs zur Implantatachse vor Bearbeitung. Links Implantatschulter und rechts rauer Bereich unterhalb der Implantatschulter aber oberhalb des ersten Gewindes.



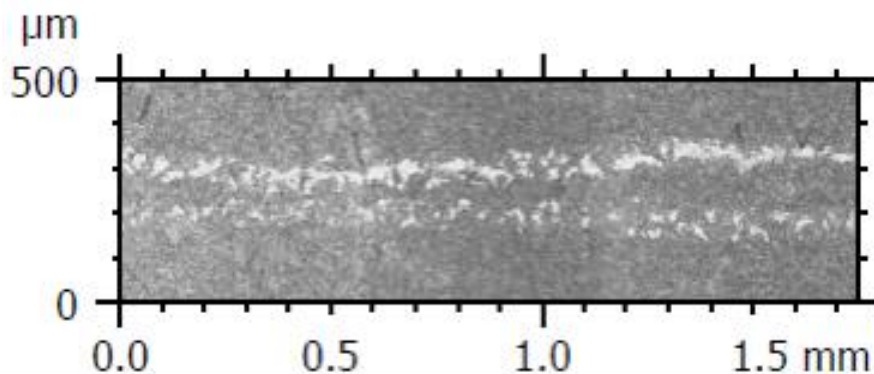
**Abbildung 34:** Aufnahme mittel LSM 800 MAT, quer zur Implantatachse vor Bearbeitung der Probenflächen. Links glatte und rechts raue Probenfläche.

### 3.2.2 Mikroskopische Beurteilung nach Bearbeitung

Im Vergleich zu den unbearbeitenden Probenflächen weisen die Probenflächen nach der Bearbeitung mittels Metallsonde neben makroskopisch erkennbaren Bearbeitungsspuren auch kleine Oberflächenunregelmäßigkeiten auf. Die mit einer Kunststoffsonde bearbeiteten Flächen hingegen lassen erst unter einem Mikroskop Veränderungen erkennen (Abbildung 35 und 36).

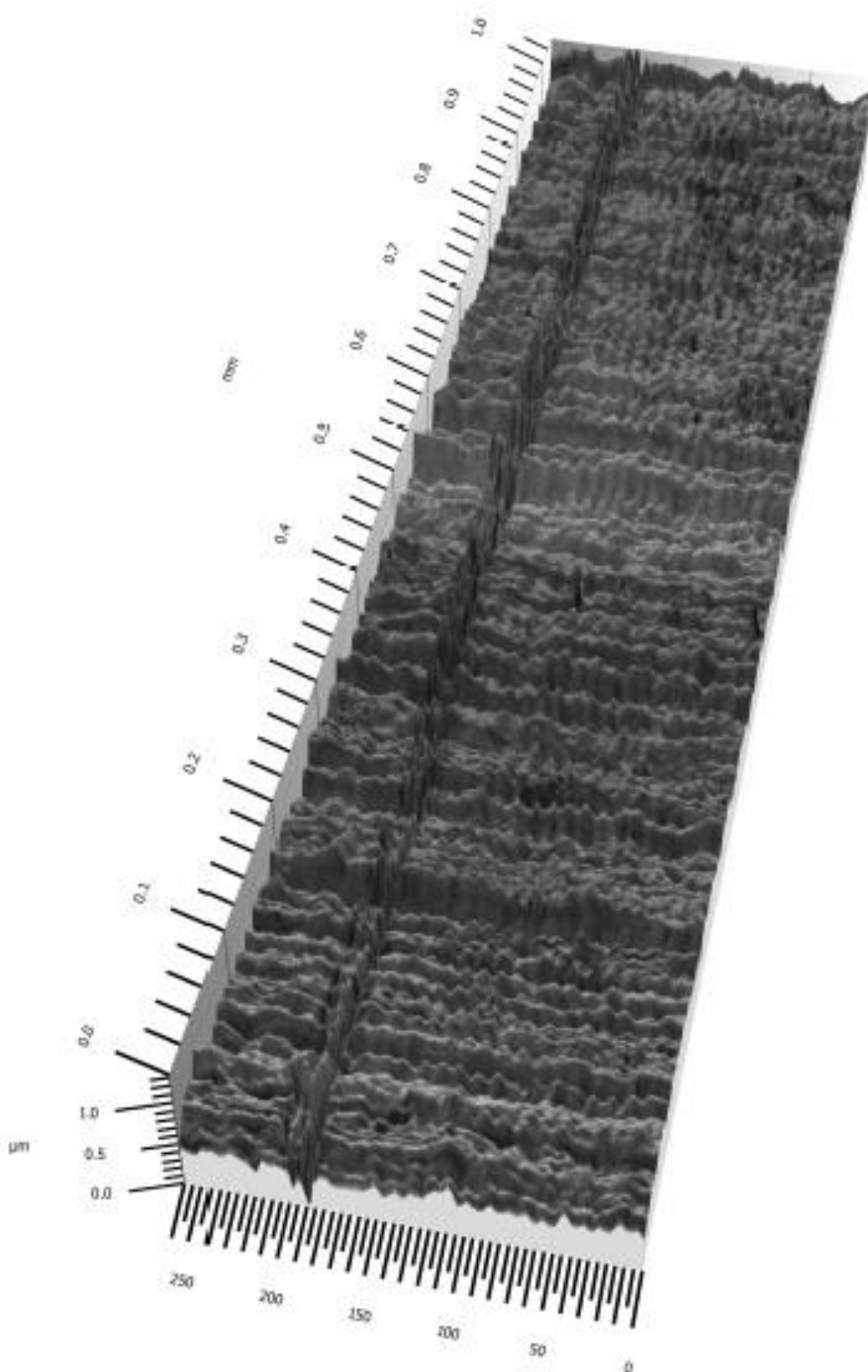


**Abbildung 35:** LSM 800 MAT, quer zur Implantatachse. Implantatschulter nach Bearbeitung mit einer Metallsonde bei 60°



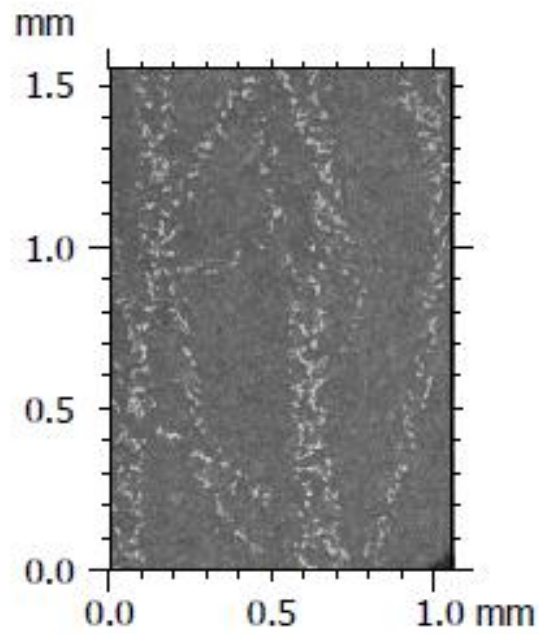
**Abbildung 36:** LSM 800 MAT, quer zur Implantatachse. SLA-Fläche der rauen Implantatportion nach Bearbeitung mit einer Metallsonde bei 60°

Mittels der ConfoMap-Software lassen sich die bearbeiteten Probenflächen auch mit anschaulichen Höhenkarten darstellen (Abbildungen 37-39):

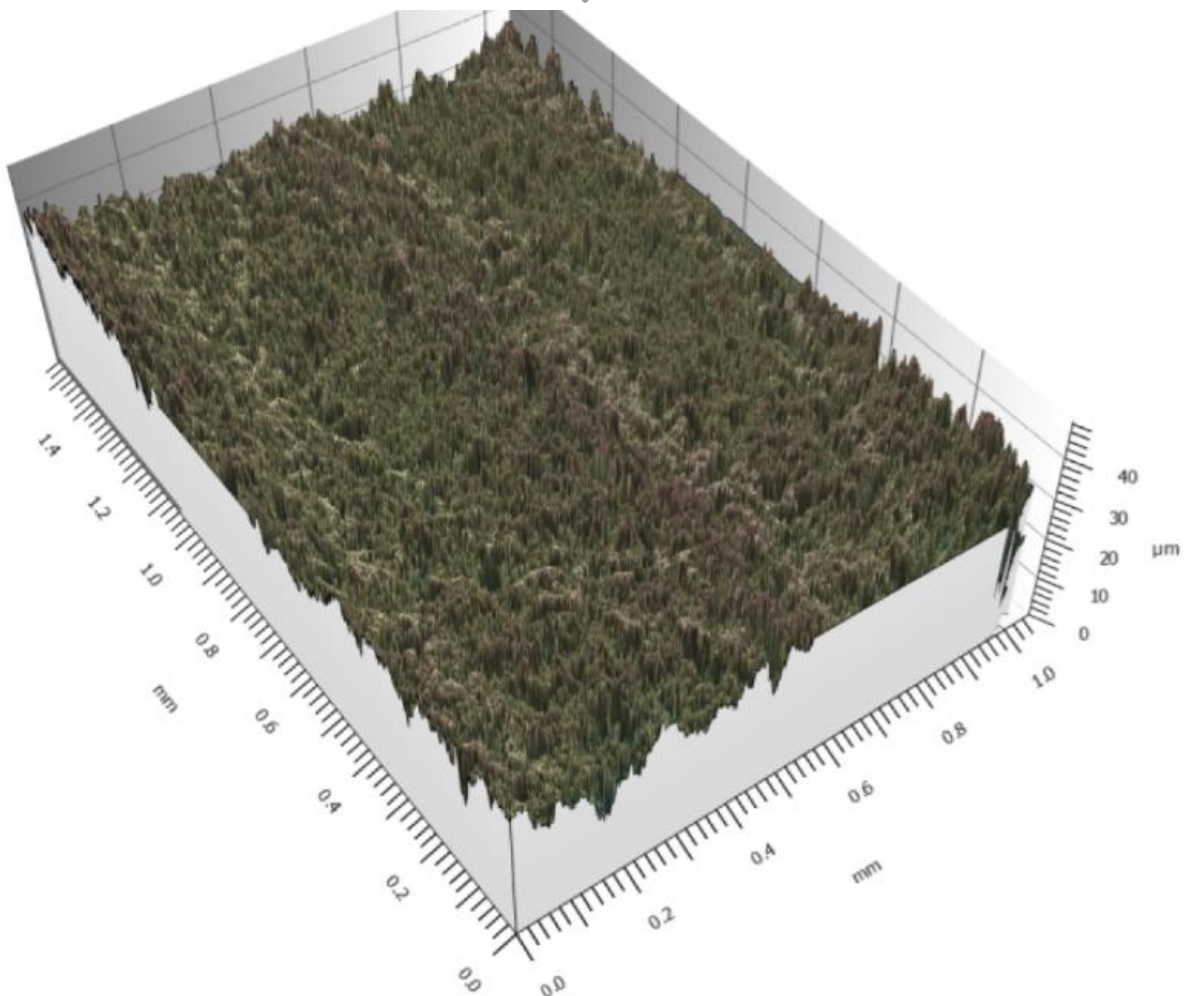


**Abbildung 37:** Höhenkarte einer Bearbeitungsspur der Probenfläche D4g. Bearbeitung der glatten Implantatschulter mit einer Metallsonde bei einem Anstellwinkel von 20°.





**Abbildung 38:** Übersichtsbild einer behandelten rauen Implantatfläche nach Bearbeitung in der Pilotstudie mit Metallsonde bei undefiniertem Winkel



**Abbildung 39:** Höhenkarte einer behandelten rauen Implantatfläche in der Pilotstudie mit Metallsonde bei undefiniertem Winkel

### 3.3 Deskriptive Statistik der Proben vor und nach Bearbeitung

Nachdem alle Probenflächen untersucht und mit den oben genannten Methoden für jede Probenfläche die Parameter der Rauheit bestimmt wurden, wurden zunächst die Einzelwerte tabellarisch aufgelistet. Im Anhang, Tabelle I finden sich alle in dieser Arbeit berücksichtigten Messwerte. Dabei werden jeder Sondierungseigenschaft 1 bis 8 eines jeden Implantates A bis E die entsprechenden Rauheitsparameter zugeordnet:

1=Kunststoffsonde 60° auf im glatten Bereich

2=Kunststoffsonde 60° im rauen Bereich

3= Kunststoffsonde 20° im glatten Bereich

4= Kunststoffsonde 20° im rauen Bereich

5= Metallsonde 60° im glatten Bereich

6= Metallsonde 60° im rauen Bereich

7= Metallsonde 20° im glatten Bereich

8= Metallsonde 20° im rauen Bereich

Die Testung der Normalverteilung der n=5 Messung (je vor und nach Bearbeitung) hat im Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest für fast alle Profil- und Flächenrauheitsparameter keine Ablehnung der Nullhypothese (Normalverteilung) gezeigt (Tabelle 7). Dementsprechend ist von einer Normalverteilung für die meisten der analysierten Parameter auszugehen. Ausnahmen betreffen folgende Parameter:

Kunststoffsonde glatt	Nach Bearbeitung 60° Rvk, nach Bearbeitung 20° Spk, vor Bearbeitung 20° Sv, nach Bearbeitung 20° Svk, nach Bearbeitung 20° Sz
Kunststoffsonde rau	Vor Bearbeitung 60° Sk, nach Bearbeitung 60° Vv
Metallsonde glatt	Nach Bearbeitung 60° Ra, nach Bearbeitung 60° Rp, nach Bearbeitung 60° Rpk, nach Bearbeitung 60° Rvk, vor Bearbeitung 20° Sp, vor Bearbeitung 60° Spk, nach Bearbeitung 60° Spk, vor Bearbeitung 60° Sq, nach Bearbeitung 60° Svk, nach Bearbeitung 60° Sz
Metallsonde rau	Nach Bearbeitung 20° Rp, vor Bearbeitung 60° Rt, vor Bearbeitung 60° Sa, nach Bearbeitung 60° Sv, nach Bearbeitung 60° Svk, vor Bearbeitung 60° Vv

		Testung auf Normalverteilung der N=5 Messung jeweils vor und nach Bearbeitung mit Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest																	
		2D-Parameter										3D-Parameter							
		Ra (P-Wert)	Rk (P-Wert)	Rp (P-Wert)	Rpk (P-Wert)	Rt (P-Wert)	Rv (P-Wert)	Rvk (P-Wert)	Rz (P-Wert)	Sa (P-Wert)	Sk (P-Wert)	Sp (P-Wert)	Spk (P-Wert)	Sq (P-Wert)	Sv (P-Wert)	Svk (P-Wert)	Sz (P-Wert)	Vv (P-Wert)	
Kunststoff	Glatt	20° Vorher	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.167	0.200	0.200	0.033	0.200	0.200	0.200	0.200
		Nachher	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.087	0.200	0.200	0.200	0.011	0.200	0.200	0.200	0.019	0.040	0.200
		60° Vorher	0.200	0.200	0.200	0.200	0.188	0.200	0.200	0.200	0.178	0.055	0.200	0.129	0.180	0.082	0.200	0.200	0.200
	Rau	Nachher	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.021	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200
		20° Vorher	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.022	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200
		Nachher	0.112	0.118	0.200	0.092	0.200	0.200	0.200	0.063	0.200	0.058	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200
Metall	Glatt	60° Vorher	0.200	0.200	0.200	0.200	0.107	0.200	0.200	0.200	0.033	0.200	0.200	0.096	0.200	0.200	0.148	0.200	0.043
		Nachher	0.200	0.160	0.200	0.152	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.181	0.200	0.200	0.200
		20° Vorher	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.009	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.016	0.200
	Rau	Nachher	0.200	0.200	0.200	0.200	0.199	0.130	0.183	0.062	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.090	0.163
		60° Vorher	0.200	0.200	0.200	0.161	0.200	0.200	0.200	0.200	0.068	0.200	0.200	0.200	0.030	0.200	0.200	0.149	0.132
		Nachher	0.049	0.200	0.043	0.004	0.166	0.200	0.001	0.034	0.200	0.076	0.044	0.200	0.045	0.014	0.003	0.100	
	Rau	20° Vorher	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.156	0.200	0.156	0.200	0.200	0.156	0.200	0.200
		Nachher	0.200	0.200	0.098	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.151	0.200	0.200	0.200	0.200	0.096	0.114
		60° Vorher	0.200	0.158	0.200	0.200	0.030	0.200	0.200	0.191	0.038	0.200	0.143	0.200	0.143	0.143	0.034	0.143	0.043
		Nachher	0.152	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.043	0.200	0.200	0.200

**Tabelle 7:** Die grau hinterlegten Felder indizieren  $p > 0.05$  im Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest auf Normalverteilung. Diese Felder symbolisieren somit, dass von einer Normalverteilung auszugehen ist.

Die Analyse der Referenzflächen gleicher Probeneigenschaften zeigte im Vergleich der verschiedenen Quadranten bzw. Implantate eine relativ große Varianz (Anhang, Tabelle I und Tabelle II). Eine Übersicht der deskriptiven Statistik der gemessenen Oberflächenparameter der Referenzflächen findet sich in Tabelle 8:

Implantatabschnitt	Glatte Implantatschulter		Rau		p (Rau vs. glatt)
Deskriptive Statistik	$\bar{x}$ (SD)	$\tilde{x}$ (IQR)	$\bar{x}$ (SD)	$\tilde{x}$ (IQR)	
Rp (nm)	264,2 (49,4)	269,3 (217,9-291,8)	7452 (1011)	7355 (6888-8165)	<0.001
Rv (nm)	283,9 (47,6)	286,1 (259,5-324,2)	7476,5 (1740)	7560 (6888-8608)	<0.001
Rz (nm)	548,1 (90,8)	548,6 (506,3-620,2)	15460 (2034,6)	14800 (14100-16775)	<0.001
Rt (nm)	704,0 (147,8)	715,5 (593,2-792,6)	23345 (5561,6)	22600 (19175-25450)	<0.001
Ra (nm)	89,2 (18,4)	88,5 (76,6-104,8)	2146,5 (302,5)	2090 (1995-2343)	<0.001
Rk (nm)	283,7 (61,4)	277,5 (239,0-333,0)	6502 (911,9)	6320 (6005-6963)	<0.001
Rpk (nm)	87,4 (17,3)	84,8 (75,3-93,2)	2625,5 (507,5)	2590 (2253-2895)	<0.001
Rvk (nm)	121,8 (33,3)	126,5 (105,5-147,3)	3689 (816,1)	3600 (3148-3878)	<0.001
Sq (nm)	122,7 (22,7)	121,5 (107,0-133,5)	2910,5 (409,3)	2775 (2675-3108)	<0.001
Sp (nm)	1076,3 (788,8)	766,0 (567,8-1145,0)	15340 (3191,5)	14550 (13075-17550)	<0.001
Sv (nm)	546,1 (102,9)	554,5 (488,8-610,0)	16030 (4503,1)	14900 (13600-17375)	<0.001
Sz (nm)	1623,0 (808,9)	1270,0 (1102,5- 1857,5)	31360 (7051,3)	27850 (26300-35225)	<0.001
Sa (nm)	96,9 (18,9)	96,0 (82,6-106,0)	2251,5 (314,5)	2180 (2073-2425)	<0.001
Sk (nm)	311,4 (63,7)	303,5 (263,8-342,3)	6903,5 (987,8)	6610 (6315-7403)	<0.001
Spk (nm)	112,5 (20,0)	109,0 (97,1-129,5)	2917 (465,8)	2885 (2605-3195)	<0.001
Svk (nm)	126,3 (26,0)	124,5 (105,9-147,5)	3503,5 (540,7)	3330 (3080-3798)	<0.001
Vvv	0,0150 (0,0029)	0,0147 (0,0128-0,0171)	0,3767 (0,0544)	0,3595 (0,3443-0,4130)	<0.001

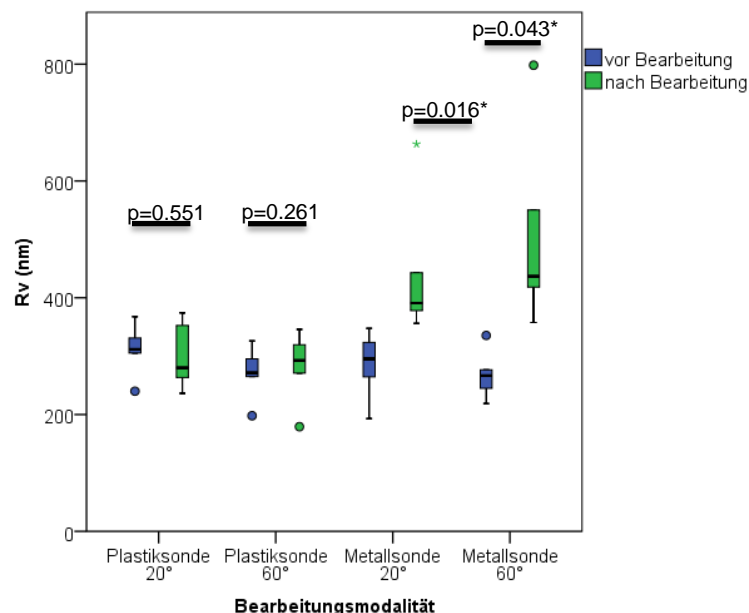
**Tabelle 8:** Deskriptive Statistik der Referenzflächen vor Bearbeitung mit der Sonde.  $\bar{x}$ , arithmetisches Mittel; SD, Standardabweichung;  $\tilde{x}$ , Median; IQR, Interquartilabstand

Alle gemessenen Oberflächenparameter zeigen deutlich Unterschiede zwischen glatter und rauher Referenzfläche ( $p < 0.001$ , Welsch's t-test für unverbundene Stichproben, Tabelle 8). Bei insgesamt relativ großen Standardabweichungen und Interquartilabständen ist nicht von

einer vergleichbaren Oberflächenbeschaffenheit für alle glatten sowie rauen Oberflächen auszugehen (vgl. auch Histogramme der 2D-Oberflächenparameter im Appendix, Abbildung I-VIII). Dies gilt insbesondere für die maximale Spitzen bzw. Höhen reflektierende Parameter im Sp und Sz im Bereich der glatten Implantatschulter, bei denen die Standardabweichung gleich oder größer 50% des Mittelwerts ist.

### 3.4 Veränderung der 2D-Oberflächenbeschaffenheit nach Sondierung

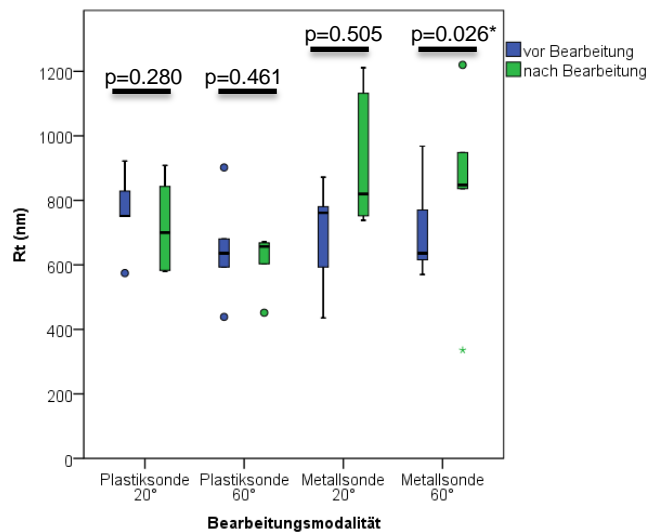
Vergleiche der arithmetischen Mittelwerte der 2D-Oberflächenbeschaffenheitsparameter mit dem t-Test für verbundene Stichproben zeigten, dass für einige Bearbeitungsmodalitäten eine signifikante Veränderung der Mittelwerte von 2D-Parametern vorlag. Nach Bearbeitung der glatten Implantatoberflächen mit einer Metallsonde ergaben sich bei Betrachtung der 2D-Parameter signifikante Zunahmen der Mittelwerte für Rk, Rp, Rt und Rv nach Bearbeitung mit einer Metallsonde. Der Mittelwert von Rv stieg bei einem Ansatzwinkel mit der Metallsonde von 20° von 284.9nm auf 446.3nm ( $p=0.016$ , Abbildung 40), während bei einem Ansatzwinkel ein Anstieg der Rv-Mittelwerte von 268.5nm auf 512.2nm zu beobachten war. Nach Bearbeitung mit der Kunststoffsonde waren die Rv-Mittelwerte unverändert (311.1nm vs 301.3nm,  $p=0.551$  für Ansatzwinkel 20° und 271.3nm vs 281.6nm,  $p=0.261$  für Ansatzwinkel 60°).



**Abbildung 40:** Vergleich der gemessenen Rv-Werte vor und nach Bearbeitung der glatten Oberflächen. \* $p<0.05$

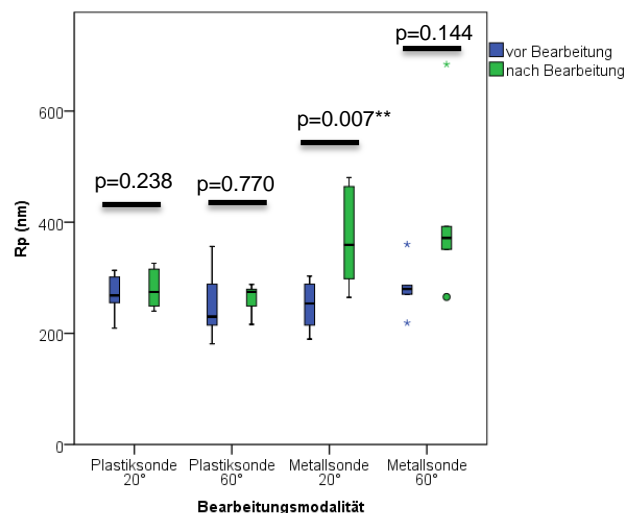
Bei Analyse der Rt-Werte fällt eine signifikante Steigerung nach Bearbeitung mit der Metallsonde bei einem Ansatzwinkel von 20° auf (688.5nm vs. 930.7nm,  $p=0.026$ ). Bei 60° Ansatzwinkel fällt im Boxplot eine ähnliche Tendenz auf, jedoch ist dort auch ein Ausreißer mit deutlich geringeren Rt-Werten nach Bearbeitung ersichtlich (Abbildung 41, Implantat D).

So ist der Unterschied der Mittelwerte vor- und nach Bearbeitung in diesem Fall nicht signifikant (711.9nm vs. 837.6nm,  $p=0.505$ ). Nach Bearbeitung mit einer Kunststoffsonde sind keine Unterschiede festzustellen.



**Abbildung 41:** Vergleich der gemessenen  $R_k$ -Werte vor und nach Bearbeitung der glatten Oberflächen. \* $p<0.05$

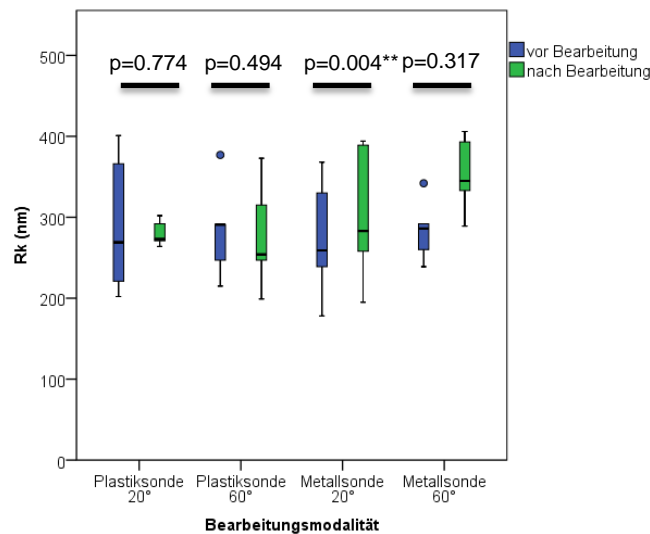
Der Parameter  $R_p$  zeigt ähnlich den vorherig beschriebenen 2D-Parametern einen Anstieg nach Bearbeitung mit der Metallsonde. Bei 20° und 60° Ansatz mit der Metallsonde stieg der Mittelwert von 250.0nm auf 373.3nm ( $p=0.007$ ) sowie von 283.1 auf 412.9nm ( $p=0.144$ ). Die Mittelwerte für Kunststoffsonden waren vor und nach der Bearbeitung vergleichbar (269.5nm vs. 280.9nm,  $p=0.238$  und 254.1nm vs. 261.4nm,  $p=0.770$ , Abbildung 42).



**Abbildung 42:** Vergleich der gemessenen  $R_p$ -Werte vor und nach Bearbeitung der glatten Oberflächen. \*\* $p<0.01$

Während die Mittelwerte für  $R_k$  nach der Bearbeitung mit Kunststoffsonden numerisch sogar geringer als vor Bearbeitung ausfielen (20°: 291.8nm vs. 280.4nm,  $p=0.774$  und 60°: 284.2nm vs. 277.6nm,  $p=0.494$ , Abbildung 43), zeigte sich nach der Bearbeitung mit Metall bei einem Ansatzwinkel von 60° eine diskrete Zunahme des Mittelwertes (283.8nm auf

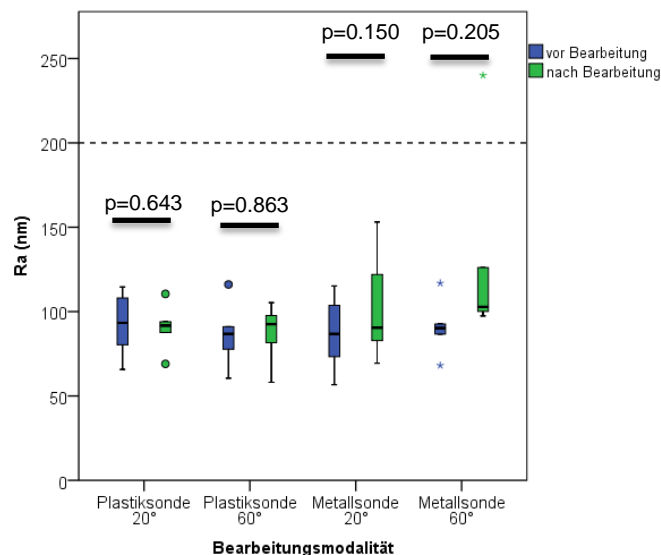
353.2nm,  $p=0.004$ ). Diese Zunahme war für den Ansatzwinkel 20° jedoch nicht signifikant (274.8nm auf 303.8nm,  $p=0.317$ ).



**Abbildung 43:** Vergleich der gemessenen Rk-Werte vor und nach Bearbeitung der glatten Oberflächen. \*\* $p<0.01$

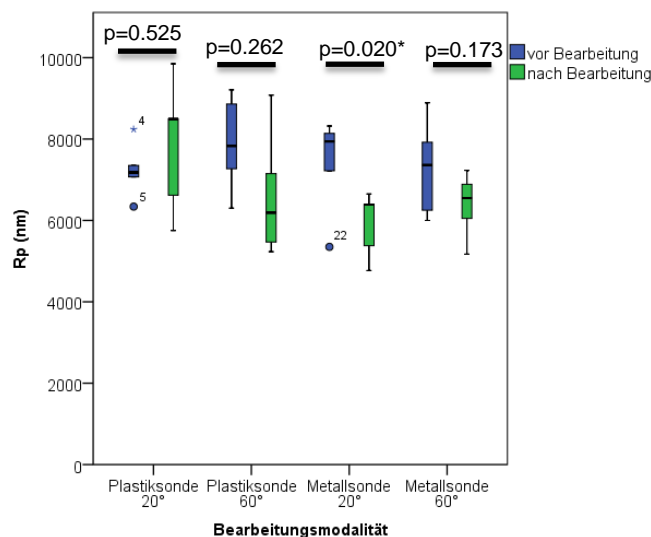
Die Rvk und Rpk-Werte zeigten tendenziell einen geringen Anstieg nach der Bearbeitung mit Metallsonden und einem Bearbeitungswinkel von 20°. Für Rvk-Werte war ein Anstieg von 110.1nm auf 181.6nm,  $p=0.05$  zu beobachten, während bei den Rpk-Werten eine Steigerung von 87.3nm auf 111.8nm,  $p=0.081$  ersichtlich war.

Für den häufig in der Literatur herangezogenen Wert Ra ergaben sich vor und nach Bearbeitung keine signifikanten Unterschiede, auch wenn nach der Bearbeitung mit der Metallsonde ein schwacher Trend für ansteigende Werte zu verzeichnen war. Bei 20° Ansatzwinkel war der Mittelwert vor und nach Bearbeitung 87.1nm und 103.5nm ( $p=0.150$ , Abbildung 44). Bei einem Bearbeitungswinkel von 60° gab es eine schwache Tendenz zum Anstieg von 90.9nm auf 133.3nm ( $p=0.205$ ). Bei Bearbeitung mit einer Kunststoffsonde war diese Tendenz nicht zu erkennen (92.4nm vs. 90.6nm,  $p=0.643$  für Ansatzwinkel 20° und 86.4nm vs. 87.0nm,  $p=0.863$  für Ansatzwinkel 60°). Vor Bearbeitung lag keiner der gemessenen Ra-Werte über dem Schwellenwert von >200nm (siehe Kapitel 1.3). Nach der Bearbeitung mit Metall lag 1/10 der Werte (Implantat E, 60° Ansatzwinkel) über dem Schwellenwert, nach Bearbeitung mit einer Kunststoffsonde waren es weiterhin 0/10.



**Abbildung 44:** Ra in nm vor und nach Bearbeitung der glatten Oberflächen mit der jeweiligen Sonde. Die gestrichelte Linie indiziert den postulierten Schwellenwert für gesteigerte Biofilmbildung.

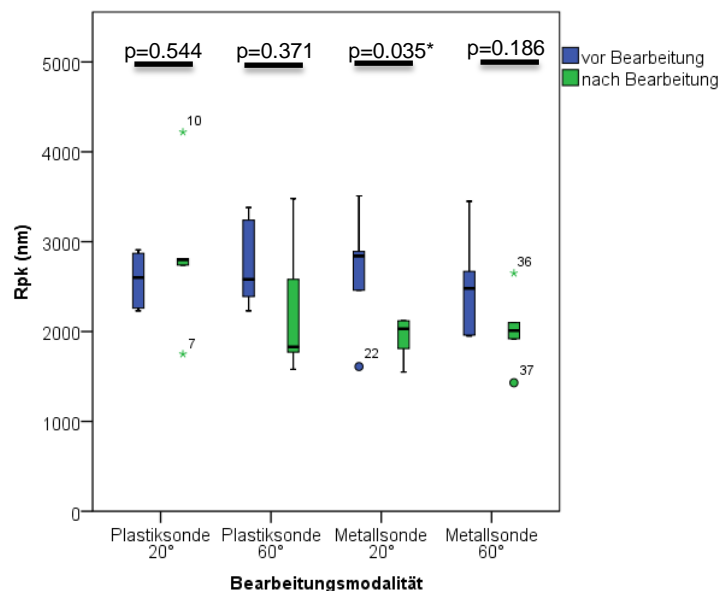
Nach Bearbeitung von rauen Implantatoberflächen mit einer Metallsonde und einem Ansatzwinkel von 20° konnte für die Parameter Rp, Rpk, und Rt eine signifikante Reduktion festgestellt werden. So reduzierte sich der Rp-Wert von 7394nm auf 5916nm ( $p=0.020$ , Abbildung 45). Eine nicht-signifikante Reduktion konnte auch nach Bearbeitung mit der Metallsonde in einem Bearbeitungswinkel von 60° (7284nm auf 6378nm,  $p=0.173$ ) und nach Bearbeitung mit der Kunststoffsonde bei einem Ansatzwinkel von 60° (7894nm auf 6624nm,  $p=0.262$ ) festgestellt werden.



**Abbildung 45:** Vergleich der gemessenen Rp-Werte vor und nach Bearbeitung der rauen Oberflächen. \* $p<0.05$

Ebenso sanken nach Bearbeitung mit Metallsonde die Rpk-Werte (2662nm auf 1926nm,  $p=0.035$  für den Ansatzwinkel 20° und 2402nm auf 2022nm,  $p=0.186$  für den Ansatzwinkel 60°, Abbildung 46).





**Abbildung 46:** Vergleich der gemessenen Rp-Werte vor und nach Bearbeitung der rauen Oberflächen. \* $p < 0.05$

Für  $R_t$  konnte bei Bearbeitung mit der Metallsonde (Ansatzwinkel  $20^\circ$ ) eine signifikante Reduktion von 22248nm auf 17240nm ( $p=0.024$ ) festgestellt werden. Die übrigen Veränderungen waren hier ebenfalls nicht signifikant ( $p=0.242$ ,  $p=0.719$  und  $p=0.182$ ). Über die genannten Veränderungen hinaus lassen sich vor und nach Bearbeitung von rauen Implantatoberflächen keine Veränderungen feststellen.

Eine grafische Übersicht der Veränderungen von verschiedenen 2D-Oberflächenparametern findet sich in Tabelle 9.

			Differenz nach Bearbeitung in % des Präwertes (Testung des Unterschieds mittels t-test für verbundene Stichproben)							
			2D-Parameter							
			Ra	Rk	Rp	Rpk	Rt	Rv	Rvk	Rz
Kunststoff	Glatt	$20^\circ$	98.0% P=0.643	96.1% P=0.774	104.2% P=0.238	115.4% P=0.230	94.4% P=0.280	96.8% P=0.551	83.7% P=0.293	100.3% P=0.944
		$60^\circ$	100.7% P=0.863	97.7% P=0.595	102.9% P=0.770	102.8% P=0.802	93.9% P=0.461	103.8% P=0.261	96.0% P=0.538	103.4% P=0.472
	Rau	$20^\circ$	111.9% P=0.105	114.5% P=0.164	108.4% P=0.525	111.3% P=0.544	103.8% P=0.719	106.5% P=0.202	114.5% P=0.259	107.4% P=0.214
		$60^\circ$	97.6% P=0.722	99.4% P=0.931	83.9% P=0.262	81.3% P=0.371	79.8% P=0.182	122.0% P=0.460	97.2% P=0.803	87.7% P=0.203
Metall	Glatt	$20^\circ$	118.9% P=0.150	110.6% P=0.317	149.3% P=0.007	128.0% P=0.081	135.2% P=0.026*	156.7% P=0.016	165.0% P=0.055	114.8% P=0.640
		$60^\circ$	146.6% P=0.205	124.5% P=0.004	145.8% P=0.144	178.7% P=0.343	117.7% P=0.505	190.8% P=0.043	354.5% P=0.283	119.3% P=0.463
	Rau	$20^\circ$	98.4% P=0.665	104.1% P=0.495	80.0% P=0.020	72.4% P=0.035	76.7% P=0.024	92.8% P=0.237	85.2% P=0.176	86.6% P=0.054
		$60^\circ$	103.9% P=0.494	107.6% P=0.357	87.6% P=0.173	80.8% P=0.186	78.0% P=0.242	94.7% P=0.350	92.4% P=0.681	91.3% P=0.137

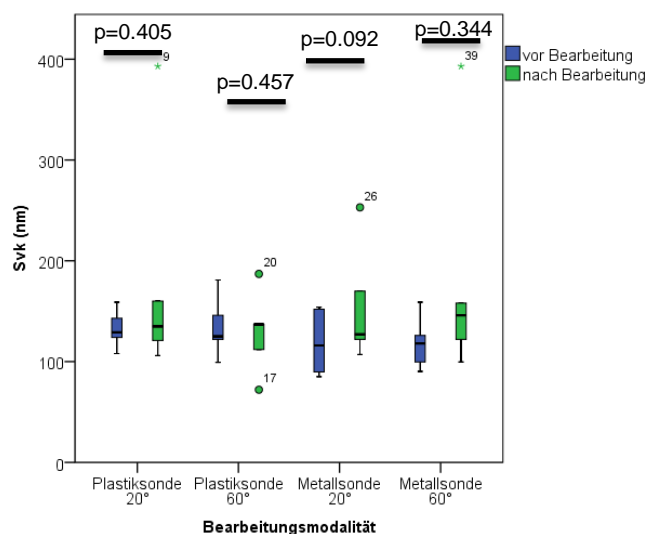
**Tabelle 9:** Übersicht über Veränderungen der 2D-Oberflächenparameter. Dunkelgrau indiziert  $p < 0.01$ , während mittel- und hellgrau auf einen p-Wert von  $< 0.05$  hinweisen. Der angegebene Prozentsatz entspricht den prozentualen Veränderungen des Mittelwerts anteilig an dem Referenzwert vor Bearbeitung.

Insgesamt lässt sich feststellen, dass nur nach Bearbeitung mit einer Metallsonde signifikante Veränderungen anzutreffen sind. Für die Bearbeitungswinkel  $20^\circ$  und  $60^\circ$  sind

vergleichbare prozentuale Steigerungen der Oberflächenparameter Rk, Rp, Rt und Rv auf den glatten Implantatoberflächen zu beobachten. Bei Bearbeitung der rauen Implantatanteile scheint es demgegenüber zu einer Reduktion der Oberflächenspitzen (Verminderung Rp, Rpk und Rt) bei Verwendung von Metallsonden zu kommen (signifikant bei Ansatzwinkel 20° und ähnliche Tendenzen bei 60°).

### 3.5 Veränderungen der 3D-Oberflächenbeschaffenheit nach Sondierung

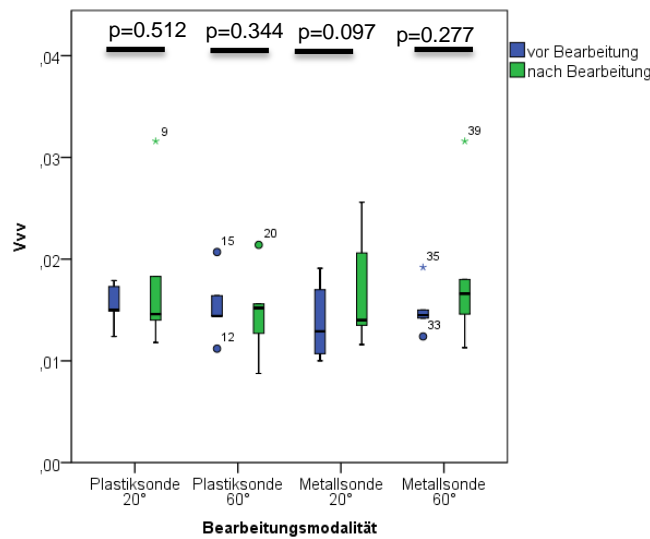
Bei Betrachtung der 3D-Oberflächenparameter zeigen sich vergleichbare Veränderungen bei Verwendung von Metall- und Kunststoffsonden. Bezüglich der glatten Oberflächen, lassen sich mit beiden Instrumenten keine signifikanten Veränderungen der 3D-Oberflächenparameter feststellen. Allerdings zeigt sich tendenziell eine Steigerung der Funktionsparameter Svk und Vvv nach Bearbeitung mit einer Metallsonde (20°). Für den Parameter Svk stieg der Mittelwert hier von 119.3nm auf 183.0nm,  $p=0.092$  (Abbildung 47). Für zwei weitere Bearbeitungsmodalitäten (Metall 60° und Kunststoff 20°) sind numerisch ähnliche Mittelwertsteigerungen nachzuweisen, jedoch kommen diese vornehmlich durch zwei starke Ausreißer mit je  $Svk=390\text{nm}$  zu Stande. Der Unterschied ist nicht signifikant ( $p=0.405$  bzw.  $p=0.277$ ).



**Abbildung 47:** Vergleich der gemessenen Svk-Werte vor und nach Bearbeitung der rauen Oberflächen.

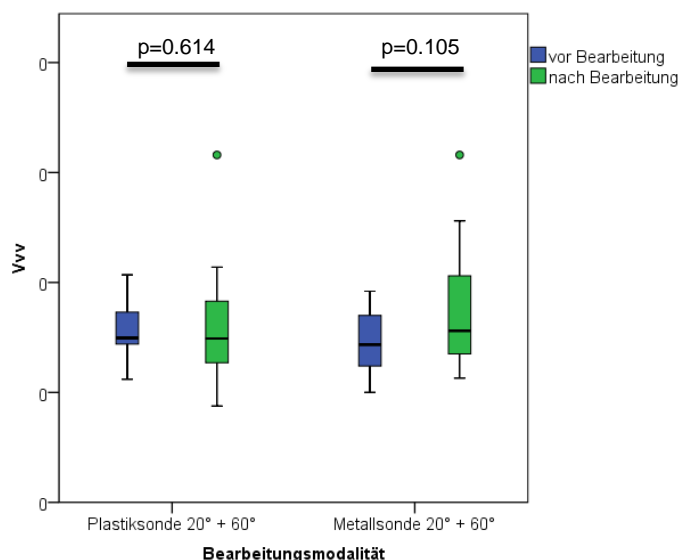
Für den Parameter Vvv war eine ähnliche Verteilung zu beobachten. Während nach der Bearbeitung mit einer Metallsonde bei einem Winkel von 20° ein Trend für eine Mittelwertsteigerung von 0.0139 auf 0.0171 zu beobachten war ( $p=0.097$ , Abbildung 48), waren ähnliche Steigerungen bei Verwendung einer Metallsonde mit 60° (0.0151 auf 0.184,  $p=0.0395$ ) und einer Kunststoffsonde mit 20° (0.0155 auf 0.0181,  $p=0.512$ ) nicht signifikant. Nach der Bearbeitung mit der Kunststoffsonde und einem Ansatzwinkel von 60°

unterschieden sich die Mittelwerte vor und nach Bearbeitung nicht signifikant (0.0154 vs. 0.0147,  $p=0.344$ ).



**Abbildung 48:** Vergleich der gemessenen Vvv-Werte vor und nach Bearbeitung der rauen Oberflächen.

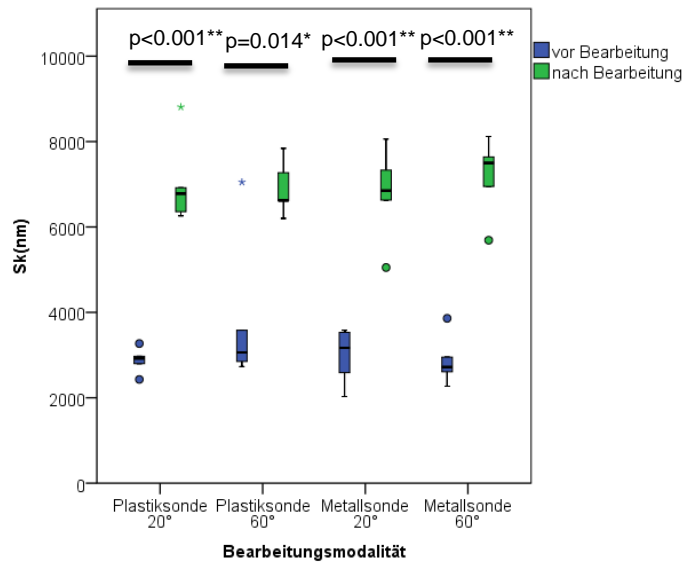
Wegen der biologischen Wichtigkeit des Parameters wurde noch eine Sensitivitätsanalyse durchgeführt. Hier sind die Mittelwertunterschiede bei Bearbeitung mit einer Metall- oder Kunststoffsonde auch nach Pooling der beiden Winkelansätze nicht signifikant unterschiedlich (Abbildung 49). Eine nicht signifikante Steigerung war nach der Bearbeitung mit Metallsonden jedoch festzustellen (0.0145 vs. 0.0177,  $p=0.105$ ).



**Abbildung 49:** Vergleich der gemessenen Vvv-Werte vor und nach Bearbeitung der rauen Oberflächen (20° und 60° gepoolt).

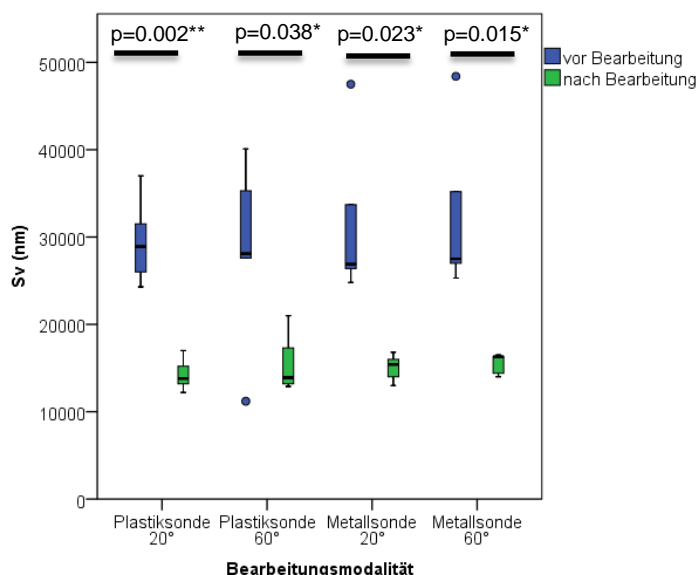
Bei Betrachtung der Mittelwerte nach Bearbeitung der rauen Implantatoberflächen zeigen sich signifikante und vergleichbare Reduktionen der Oberflächenparametern  $S_p$ ,  $S_q$  und  $S_v$  sowie eine signifikante Steigerung des Oberflächenparameters  $S_k$ . Nach Bearbeitung,

sowohl mit Metall- als auch einer Kunststoffsonde, stiegen die Mittelwerte von Sk auf ca. das doppelte des ursprünglichen Wertes (Abbildung 50). Für die Bearbeitung mit einer Kunststoffsonde war dies von 2878nm auf 7026nm ( $p<0.001$ ) und 3854nm auf 6910nm ( $p=0.014$ ) für einen Winkel von  $20^\circ$  sowie  $60^\circ$ . Vergleichbare Steigerungen waren nach der Bearbeitung mit einer Metallsonde zu beobachten.



**Abbildung 50:** Vergleich der gemessenen Sk-Werte vor und nach Bearbeitung der rauen Oberflächen. \* $p<0.05$ , \*\* $p<0.01$ .

Die Parameter Sv und Sp zeigten nach Bearbeitung mit der Metall- oder Kunststoffsonde eine vergleichbare Reduktion auf ca. 50% des Ausgangswertes. So reduzierten sich die Sv-Mittelwerte nach Bearbeitung mit Kunststoff auf 14280 von 29540 ( $p=0.002$ , Abbildung 51) bzw. auf 15660nm von 28460 nm ( $p=0.038$ ). Ähnliche Werte wurden nach der Bearbeitung mit der Metallsonde beobachtet (Reduktion von 31.860nm auf 15040nm,  $p=0.023$  und 32680nm auf 15500nm,  $p=0.015$ ).



**Abbildung 51:** Vergleich der gemessenen Sk-Werte vor und nach Bearbeitung der rauen Oberflächen. \* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ .

Auch die Sp-Werte zeigten eine deutliche Verringerung nach der Bearbeitung, bei denen bei allen Behandlungsmodalitäten eine Reduktion der Mittelwerte auf ca. 50% sichtbar war (alle  $p < 0.05$ ). Eine starke und ebenso sehr homogene Reduktion konnte sich auch für den Parameter Sq zeigen, der sich sowohl nach Bearbeitung mit der Kunststoffsonde als auch nach Bearbeitung mit der Metallsonde auf ca. 10% des Ausgangswertes reduzierte (alle  $p < 0.05$ ).

Eine *Übersicht* der Veränderungen der verschiedenen 3D-Oberflächenparameter findet sich in Tabelle 10.

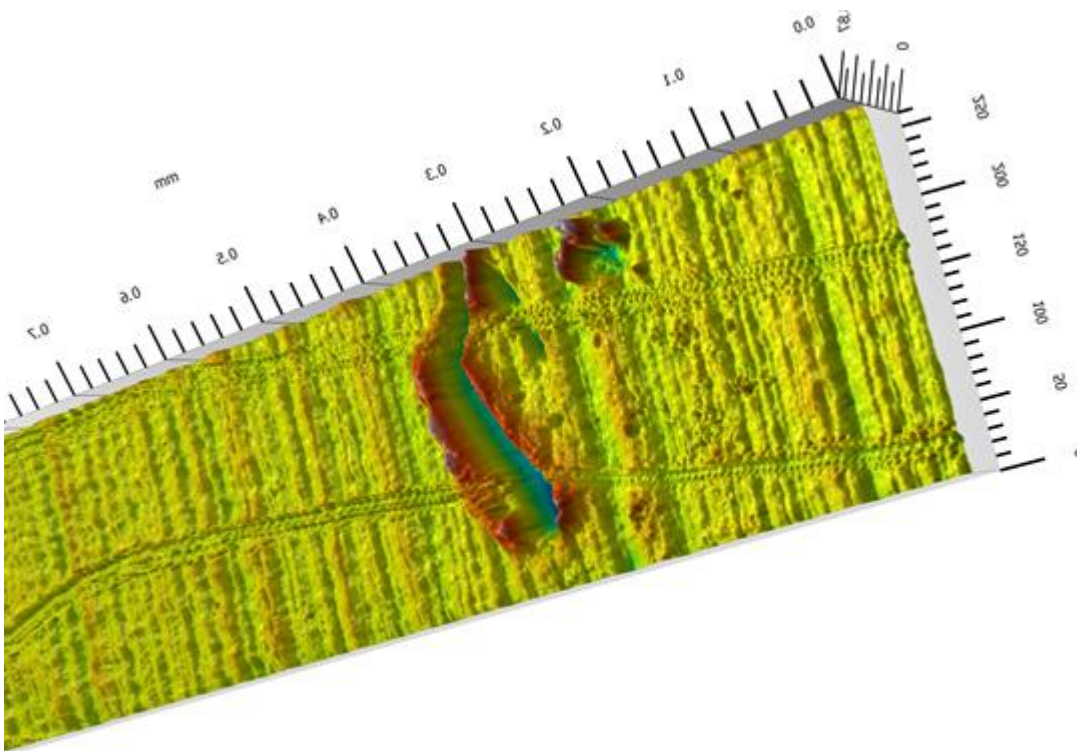
			Differenz nach Bearbeitung in % des Präwertes (Testung des Unterschieds mittels t-test für verbundene Stichproben)								
			3D-Parameter								
			Sa	Sk	Sp	Spk	Sq	Sv	Svk	Sz	Vvv
Kunststoff	Glatt	20°	94.8% P=0.140	95.9% P=0.276	43.1% P=0.170	134.6% P=0.426	94.4% P=0.111	103.2% P=0.736	138.0% P=0.405	60.6% P=0.195	116.5% P=0.512
		60°	97.3% P=0.285	96.5% P=0.211	73.9% P=0.054	96.2% P=0.412	96.9% P=0.266	99.0% P=0.917	95.8% P=0.457	84.7% P=0.075	95.5% P=0.344
	Rau	20°	102.9% P=0.336	244.1% P<0.001	55.9% P=0.022	104.4% P=0.559	9.4% P<0.001	48.3% P=0.002	100.8% P=0.785	104.1% P=0.770	101.8% P=0.554
		60°	94.2% P=0.248	179.3% P=0.014	55.6% P=0.027	98.2% P=0.792	10.7% P=0.021	55.0% P=0.038	95.5% P=0.587	101.5% P=0.872	94.5% P=0.379
Metall	Glatt	20°	111.3% P=0.099	107.7% P=0.250	74.4% P=0.412	109.3% P=0.437	112.2% P=0.085	120.2% P=0.123	130.6% P=0.092	90.4% P=0.662	122.4% P=0.097
		60°	110.3% P=0.178	101.2% P=0.734	91.5% P=0.834	68.1% P=0.657	120.0% P=0.276	207.8% P=0.161	155.0% P=0.277	125.9% P=0.445	122.3% P=0.395
	Rau	20°	97.3% P=0.463	227.7% P<0.001	38.0% P=0.008	78.1% P=0.019	8.6% P=0.002	47.2% P=0.023	93.8% P=0.433	85.2% P=0.342	95.7% P=0.491
		60°	102.7% P=0.649	249.1% P<0.001	50.9% P=0.024	98.0% P=0.854	9.0% P=0.002	47.4% P=0.015	99.8% P=0.983	98.3% P=0.909	101.0% P=0.910

**Tabelle 10:** Übersicht über Veränderungen der 3D-Oberflächenparameter. Dunkelgrau indiziert  $p < 0.01$ , während mittel- und hellgrau auf einen p-Wert von respektive  $< 0.05$  und  $< 0.10$  hinweisen. Der angegebene Prozentsatz entspricht den prozentualen Veränderungen des Mittelwerts anteilig an dem Referenzwert vor Bearbeitung.

## 4. Diskussion

### 4.1 Kritische Evaluation des Versuchsaufbau- und Durchführung

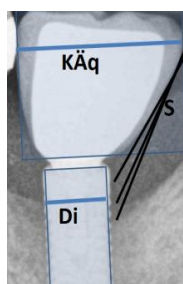
In der vorliegenden Studie wurde der Versuchsaufbau nach Reproduzierbarkeit und klinischer Relevanz der Messergebnisse ausgerichtet. So wurde der Anpressdruck der Sonden auf 0,2-0,25 N festgelegt und durch Verwendung von druckkalibrierten Instrumenten während der Versuchsdurchführung sichergestellt. Die gewölbten und besonders die glatten Oberflächen der Implantate führten jedoch während des Versuches teilweise zum Abrutschen der Sonde aus der vorgesehenen Sondierungsrichtung Längs zur Implantatachse und damit zu Richtungs- und Druckveränderungen. Besonders beim Sondieren mit der Kunststoffsonde war das Einhalten der Richtung und damit des Winkels wie auch des Anpressdruckes schwierig. Neben dem Abrutschen hielt die Sondenspitze dem eingestellten Winkel nicht immer stand und knickte oftmals zur Seite ab. Ein Ausreißer der Probenfläche 3Kg könnte damit zu erklären sein (Abbildung 52).



**Abbildung 52:** Ausreißer auf der glatten Oberfläche neben einer Bearbeitungsspur mit einer Kunststoffsonde bei 20°.

In der klinischen Anwendung haben Studien eine ähnliche Varianz dieser Parameter gezeigt. So wurden in einer Studie große Unterschiede in der Kraftanwendung beim Sondieren festgestellt (Freed et al., 1983). Zudem sprechen Autoren eine Empfehlung für einen geringeren Sondierungsdruck bei der Untersuchung des periimplantären Sulkus aus (Abrahamsson et al., 2004). Auch bezogen auf den Arbeitswinkel gibt es klinisch große

Variationen. Der Winkel unter dem die Sondierung erfolgt, hängt sehr stark von der Kontur der prothetischen Suprakonstruktion und der Sondierungstiefe ab (Abbildung 46), so dass auch dieser Parameter klinisch einer sehr großen Varianz unterliegt. In dieser Studie wurde versucht, die Winkel entsprechend den Bedingungen bei einer eher ausladenden Suprakonstruktion (60°), (Verhältnis aus Radius des Kronenäquators/Radius des Implantates ist groß) und bei einer weniger ausladenden Konstruktion zu wählen (20°). Eindeutige Unterschiede in den Messergebnissen für die beiden Winkelwerte gab es in vorliegender Studie nicht. Das könnte einerseits daran liegen, dass diese nicht bei jedem Versuchszyklus eingehalten wurden, kann aber auch an der abgerundeten Sondenspitze liegen, die aus mechanischer Sicht, bei gleichem Anpressdruck zu keiner Änderung des Kontaktes zum Gegenlager führt.



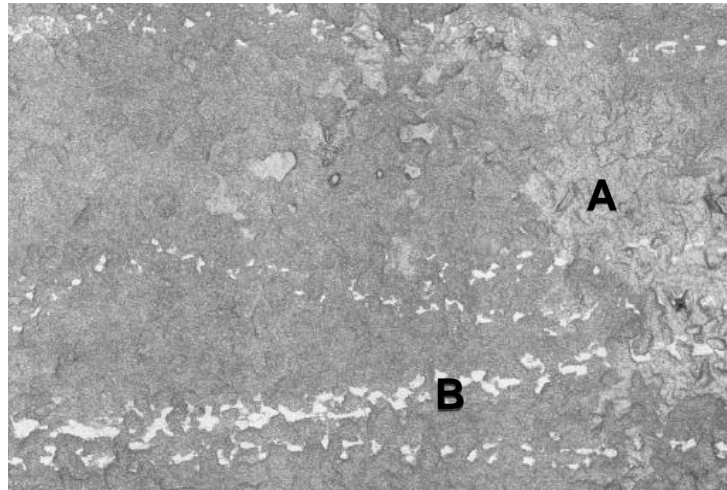
**Abbildung 53:** Kronenäquator **KÄq**, Implantatsdurchmesser **Di** und Sondentangente **S**

Auch die Anzahl der Wiederholungen der experimentellen Sondierung in dieser in-vitro Studie spiegelt die klinischen Bedingungen nicht vollständig wider. Wird davon ausgegangen, dass bei jeder Kontrolluntersuchung ein Implantat an vier Messstellen sondiert wird, würden die Messergebnisse dieser Studie einem klinischen Follow-up von vier Jahren entsprechen. Da Implantate in der Regel deutlich länger in-situ sind und zudem die tatsächliche Frequenz des Sondierens von individuellen Faktoren abhängt (Misch, 2007), gilt hier zu beachten, dass wiederholende Sondierungen auch zur langfristigen Summation der einzelnen Strukturveränderungen führen können.

Die dadurch insgesamt erzeugten Veränderungen der Parameter könnten signifikante Veränderungen der biologischen Eigenschaften der Implantatoberfläche auslösen. Weiterhin wurden in der vorliegenden Studie ausschließlich produktionsfrische Sonden verwendet. Somit sind die Sondenspitzen rund und die der Metallsonde mit Titannitrit (~45-47 Rockwell) beschichtet. Wie lange diese Beschichtung und die geometrische Form der Sondenspitze im alltäglichen klinischen Gebrauch erhalten bleibt, wurde bislang nicht untersucht. So lässt eine Abnutzung und ein eventuell damit freigelegter Stahl in Kombination mit einer spitzer werdenden Sonde im Vergleich zu diesen Beobachtungen deutlich stärkere Veränderungen erwarten.

Um die tatsächliche Veränderung der Oberflächenbeschaffenheit nach dem Sondieren zu erfassen, wurden die Implantate in diesem Versuch anschließend eine Minute lang mit einem sanften Wasser-Luft-Gemisch abgespült. Fraglich ist dabei, ob alle durch den Versuch

entstandenen Partikel entfernt wurden oder einige weiterhin an den Probenflächen kleben blieben sowie ob das Wasser-Luft-Gemisch die Oberfläche zudem veränderte. So zeigten sich auf wenigen Probenflächen fleckenartige Veränderungen, die auf eine Verunreinigung der Probenfläche hindeuten können. Die Sondierungsspur ist aber auch in diesen Bereichen durchgehend erkennbar (Abbildung 54).



**Abbildung 54:** Probe einer rauen Implantatoberfläche nach Bearbeitung mit einer Metallsonde bei 20°. Verunreinigung (A) und Kratzer (B) auf der Probenfläche

Zudem wäre interessant zu wissen, ob es nach der Sondierung zu Materialabrieb der Instrumente und nachfolgend zu freien Kunststoff- oder Titanpartikeln im umliegenden Gewebe kommen könnte, die beispielsweise entzündliche Gewebereaktionen induzieren. Der Druck der Sonde auf das Widerstandslager, dem Implantat, ist deutlich geringer, als bei Instrumenten desselben Materials, die bei höherer Kraftapplikation, wie es beim Scaling der Fall ist, eingesetzt werden. Fakhravar et al identifizierte in einem Versuch nach Kürettieren mit Kunststoff-Scaler an einer Titanoberfläche mittels SE 1700 Profilometer Kunststoffpartikel im umliegenden Gewebe (Fakhravar et al., 2012a). Ein Abrieb der Titanbeschichtung bzw. Kunststoff der Sonde ist grundsätzlich auch nach Sondierung denkbar.

#### 4.2 Kritische Evaluation der Messmethode

Allgemein hat sich die Lichtmikroskopie bereits in der Vergangenheit zur Bestimmung der Topographie von Zahnimplantaten bewährt (Hallgren et al., 2001). Das konfokale Laser-Scanning-Mikroskop (CLSM) wird routinemäßig zur Analyse der Oberflächenbeschaffenheit eingesetzt, um beispielsweise die Ultrastruktur der Oberfläche von Zahnimplantaten zu bestimmen (Al-Nawas and Gotz, 2003). Daneben findet man in der zahnmedizinischen Literatur Studien, die mittels weiterer Techniken, zumeist per Tastprofilometrie, die durchschnittliche Abweichung der Profilpunkte vom mittleren Profil, den sogenannten „Ra-



Wert“ (*average arithmetic mean deviation of the roughness profile*) genannt, bestimmen und danach die Oberflächenrauigkeit bewerten.

Da die Ra-Werte stark von der verwendeten Technik abhängen, ist der direkte Vergleich der Messergebnisse unterschiedlicher Messmethoden nur sehr eingeschränkt möglich. Dies zeigt unter anderem eine Studie, in der diamantenbeschichtete Titanlegierungen mit taktiler Profilometrie, SEM (Scanning Electron Microscope) und optischer Profilometrie durch ein CLSM (Confocal Laser Scanning Microscope) verglichen wurden und stark abweichende Ra-Werte ergaben (Rashid, 2012). Auch für die 3D-Parameter gilt im Allgemeinen, dass Rauheitswerte, die mit unterschiedlichen Messinstrumenten bestimmt wurden nicht vergleichbar sind (Löberg et al., 2010).

Der Vorteil des LSM gegenüber der Tastprofilometrie ist vor allem die Möglichkeit zur Bestimmung von dreidimensionalen Rauheitsparametern. Demgegenüber ist die Detektion der Rauheit mittels taktiler Profilometrie begrenzt auf die physischen Dimensionen des Tasters. Das LSM hingegen ermöglicht die Analyse von kleineren Mikrorauheiten, in Größen von Wellenlängenbereichen. Zudem liefert die Profilometrie lediglich Messungen zur Profilrauheit in zweidimensionaler Form (Linien), wobei die Anzahl der Messungen einer Oberfläche begrenzt sein muss und somit nur ein relativ kleiner Anteil der Oberfläche in die Analyse einfließt. Das LSM analysiert demgegenüber die physikalische Oberflächenstruktur in einem definierten Areal, ist damit unabhängig von der Bearbeitungsrichtung und erlaubt darüber hinaus auch die Bestimmung von dreidimensionalen Charakteristika, die zudem in dreidimensionalen Abbildungen dargestellt werden können. Da das LSM ein konfokales Mikroskop ist, eignet es sich im Gegensatz zu anderen Lichtmikroskopen auch für Messungen von stark lichtreflektierenden Proben. Dies ist bei reflektierenden Körpern, wie den Implantaten, eine Voraussetzung, da die Bearbeitung der Metalloberfläche teilweise sehr stark reflektierende Bereiche geschaffen hat, die die umliegende raue Oberfläche überstrahlen, was bei anderen Lichtmikroskopen zu Artefakten und dadurch zu einer falschen Berechnung der Messdaten führen kann. Durch die definierte Lichtwellenlänge eines Punktskanners, wie es bei dem hier verwendeten LSM der Fall ist, ist nur ein Pinhole im Strahlengang. Dadurch ist keine Verrechnung des Messsignals notwendig und somit wird die durch reflektierendes Licht hervorgerufene mögliche Fehlerquelle umgangen.

Die in dieser Arbeit verwendete Rauheitsanalyse erfolgt aufgrund der Implantat-Topographie nicht streng nach ISO-Norm, da der Filter für  $\lambda_c$  zweimal angewendet werden musste. Um die Messgenauigkeit angeben zu können, wurde für jedes Mikroskop eine Messunsicherheit spezifiziert. Bei dem LSM Mikroskop wurden dafür Profilstrecken unter 1 bis 10 Mikrometer wiederholt gemessen. Anschließend wurde die Punktwolke und damit die Streuung mit Puffer in z-Richtung ( $\pm 100\text{nm}$ ) analysiert sowie diese längenabhängig händisch abgeleitet um Messfehler in den Ergebnissen zu reduzieren.

Die Messunsicherheit des LSM 800 MAT wurde dabei wie folgt spezifiziert:

X,Y:  $0.25 + L/100 \mu\text{m}$

Z:  $0.2 + L/100 \mu\text{m}$

Dabei gilt es zu beachten, dass die Messunsicherheit der Rauheitswerte aus statistischen Gründen deutlich kleiner ist.

### 4.3 Bewertung der physikalischen Oberflächenparameter

In der vorliegenden Arbeit interessierte neben der Profilrauheit (Px) die dreidimensionale Flächenrauheit (Sx). Die Profilrauheit wird über die z-Achse abgeleitet, für die Flächenrauheit Sa hingegen wird über die x- und y-Achse integriert.

Während die britische Norm die Oberflächenrauheit ausschließlich über Spitzen und Täler der Oberfläche, also die Parameter Rp (Peak-Rauheit) und Rv (Tal-Rauheit) definiert und in älterer Literatur häufig der Parameter Ra, ohne Angabe von weiteren Werten, als Beschreibung der Rauheit dient, unterstützt die aktuelle Literatur unsere Annahme, dass 2D-Parameter als alleinige Werte unzureichend sind, um die Rauheit zu bewerten (Rashid, 2012). Um die Rauheit vollständig zu charakterisieren, ist die Erweiterung der 2D-Linienparameter „R“ auf flächige Betrachtungen erforderlich. Die dadurch erzielte dreidimensionale Rauheitsmessung bietet vielfältigere Möglichkeiten zur Oberflächencharakterisierung, einschließlich der Auswertung von funktionellen Parametern wie zum Beispiel die Benetzbarkeit der Oberfläche.

Bei der Betrachtung der aktuellen Ergebnisse fällt auf, dass die 2D-Parameter nach Bearbeitung des glatten Bereiches mit einer Kunststoffsonde keine signifikanten Unterschiede ergaben, sehr wohl aber nach Bearbeitung mit der Metallsonde. Zudem wird in den Ergebnissen deutlich, dass die Bearbeitung des rauen Bereiches mit einer Kunststoffsonde auf 2D-Ebene keinerlei signifikante Veränderung zeigte. In der weiteren 3D-Analyse hingegen wird eine starke, signifikante Reduktion der Rauheit anhand der Parameter Sp, Sq, Sv ersichtlich (Tabelle 10).

Wie oben beschrieben, könnten diese Unterschiede zwischen den 2D- und 3D-Werten Folge der unzureichenden Betrachtung der Oberfläche mit den 2D-Methoden sein.

Der Rt-Wert (=maximale Rautiefe) und der Rp-Wert (=mittlere Glättungstiefe) sowie die analog zu interpretierenden Sv-Werte (=maximale Senkenhöhe) beziehungsweise Sp-Werte (=maximale Spitzenhöhe) werden nach Bearbeitung mit der Metallsonde auf rauen Oberflächen kleiner und auf glatten Oberflächen größer. Die Sonde hat hier offenbar zu einer Glättung der rauen Oberflächen und einer Riefenbildung auf der glatten Oberflächen geführt. Nach Bearbeitung mit der Kunststoffsonde kann für raue Oberflächen der gleiche glättende Trend wie bei der Metallsonde angetroffen werden.

Die maximale Peakhöhe (Sp) sowie maximale Taltiefe (Sv) hat sich nach Sondieren mit beiden Sonden (Kunststoff und Metall) im rauen Bereich deutlich reduziert. Aus diesem

Grund ergibt sich auch eine signifikante Veränderung der mittleren quadratischen Höhe ( $S_q$ ), die gewissermaßen der Standardabweichung der Höhe der Einzelstrukturen entspricht und im Gegensatz zu  $S_p$  und  $S_v$  auch die glatten Flächen betrifft. Für diesen Durchschnittswert findet sich für beide Sonden eine sehr starke Verringerung auf rauen Oberflächen und eine Erhöhung auf glatten Oberflächen.

Eine mögliche Erklärung für die Glättung des rauen Bereiches könnte auch auf einen Kunststoff- oder Titanabrieb der Sonden zurückzuführen sein. Zwar wurden die Implantate nach Versuchsdurchführung sorgfältig gereinigt, um aufliegende Partikel zu entfernen, jedoch ist nicht sicher auszuschließen, dass trotzdem Partikel zwischen den Oberflächenpeaks und innerhalb der Strukturtäler retiniert wurden. So könnte die Glättung der rauen Oberfläche entweder durch Subtraktion der Peaks oder aber durch Auffüllen der Täler durch Abrieb entstanden sein.

Weitere, beispielsweise farbige mikroskopische Bilder sind notwendig, um das für die Glättung ursächliche Procedere zu belegen.

Auf die 2D-Parameter bezogen, ist an dieser Stelle festzustellen, dass eine fehlende Veränderung der Rauheitswerte dennoch sichtbare Veränderung hinterlassen hat. Dass solche optische Veränderungen tatsächlich nicht immer in den Messwerten erfasst werden, könnte daran liegen, dass die Dimension der sichtbaren Bearbeitungsspuren und der herstellungsbedingten Ultrastrukturen vergleichbar ist (Abbildung 55) und nur durch eine veränderte Orientierung auffallen.



**Abbildung 55:** Herstellungsbedingte Riefen einer Implantatschulter. Referenzfläche einer glatten Probenfläche; LSM 800 MAT; 20x/0.7 Objektiv (Carl Zeiss Microscopy GmbH München).

Im Hinblick auf die erwähnten Überlegungen scheinen die zweidimensionalen Werte nicht unmittelbar die klinischen Folgen von Veränderungen der Implantatoberfläche zu repräsentieren. Deshalb wurden zusätzlich dreidimensionale, funktionale Parameter bestimmt. Der  $S_{vk}$ -Wert (reduzierte Muldentiefe) gibt die durchschnittliche Tiefe der in die Oberfläche hineinragenden Mulden an. Dieser Wert korreliert ebenso wie der  $V_{vv}$ -Wert mit der Benetzbarkeit der Oberfläche. Da die 3D-Analyse größere Anteile der unbearbeiteten Implantatoberfläche als die zweidimensionale Analyse einbezieht (80-90% der Fläche ist

unbearbeitet) kommt den unbearbeiteten Flächenanteilen auch bei der statistischen Auswertung eine stärkere Gewichtung zu (Anhang Abbildung I-VIII). Obwohl für die dreidimensionale Analyse die Rauheitswerte häufig keine signifikanten Änderungen durch die Bearbeitung zeigen, fallen dennoch für einige Parameter tendenziell deutliche Unterschiede nach der Bearbeitung im Vergleich zu den Bedingungen vor der Bearbeitung auf. Ein deutlicher Trend für eine Rauheitsveränderung ist dabei nach Sondierung mit Metallsonde noch ausgeprägter als mit Kunststoffsonde. Um die Annahme einer zunehmenden Benetzbarkeit nach Sondieren der glatten Oberflächen mit Metallsonde bestätigen zu können, wäre in einem weiteren Versuch neben einer erweiterten Gruppengröße auch die Zunahme der Sondierungszyklen vermutlich sinnvoll.

In der vorliegenden Arbeit wurde ausschließlich die experimentelle Bearbeitung der Oberflächen von Titanimplantaten untersucht. In jüngerer Zeit werden zunehmend auch Keramikimplantate mit unterschiedlichen Zirkonlegierungen eingesetzt (Sivaraman et al., 2017). So wäre eine Untersuchung in ähnlicher Form wie in dieser Arbeit sehr interessant. Zirkon hat im Vergleich zu Titan andere Materialeigenschaften. Ein geringerer Abrieb der Oberfläche wäre durch den im Vergleich zu Titan höheren Härtegrad von  $>1400\text{MPa}$  (Zirkonzahn, 2016) denkbar. Sollte es jedoch dennoch zu Änderungen der Oberflächenstruktur nach Sondierung kommen, so könnten dadurch eventuell erzeugte Sollbruchstellen langfristig bis zum Materialversagen führen.

#### 4.4 Bisherige Daten zur Veränderungen von Implantatoberflächen nach Instrumentierung

Während für die bisher beschriebenen Oberflächenveränderungen nach therapeutischer Behandlung viele Daten vorliegen, gibt es nur wenige Daten bezüglich der Veränderungen von Implantatoberflächen durch die diagnostische Sondierung. Dies könnte vor allem daran liegen, dass die Sondierung weniger flächig erfolgt und den dadurch möglicherweise gesetzten Veränderungen der Implantatoberfläche klinisch weniger Bedeutung zukommen. Zunächst wird wegen der fehlenden Literatur zur Sondierung im Wesentlichen mit Arbeiten zur therapeutischen Instrumentierung verglichen.

Einerseits soll eine raue Implantatoberfläche, die in keinem direkten Knochenkontakt mehr steht, als Prävention vor Entzündungsvorgängen therapeutisch geglättet werden damit die Besiedelung durch Bakterien erschwert wird (Durbar, 2017), andererseits gibt es einige Studien, die über eine verbesserte Re-Osseointegration dentaler Implantate nach vorsichtiger Biofilmentfernung berichten und dazu die Erhaltung der rauen Ultrastruktur als wesentliche Voraussetzung postulieren (Alhag et al., 2008; Louropoulou et al., 2012). Unumstritten ist dagegen die Ansicht der meisten Autoren, dass das Instrumentieren der Flächen mit Kunststoff-, Titan- und Metall- Küretten/Handscalern/Ultraschallscalern sowie

diamantierten Bürsten zu keiner Rauheitssteigerung, sondern eher zu einer Glättung führt (Alhag et al., 2008; Duarte et al., 2009; Louropoulou et al., 2012).

Zum einen ist die bakterielle Kolonisation des periimplantären Sulkus von der Implantatoberfläche abhängig, zum anderen kann diese Oberfläche bei Notwendigkeit einer mechanischen Entfernung von mikrobiellen Anhaftungen (Biofilm, Plaque) während einer periimplantären Therapie verändert werden. Viele Studien haben untersucht, in welchem Ausmaß die therapeutische mechanische Instrumentierung von Implantaten zu relevanten Oberflächenveränderungen führt. In einer Übersichtsarbeit wurden Informationen aus 34 Publikationen bezüglich in-vitro evaluierter Rauheitsveränderung durch Elektronenmikroskopie und Profilometrie miteinander verglichen (Louropoulou et al., 2012). Dabei wurden die Instrumente in eine nicht-metallische (Kunststoffküretten und Pulverwassersprays) und eine metallische Gruppe (Titan, Metall und Gold) unterteilt. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass nicht-metallische Behandlungsinstrumente die Methode der Wahl für die Behandlung des periimplantären Gewebes und der Implantatoberfläche sind. Insbesondere wenn das Ziel der Behandlung die Erhaltung der Integrität der Implantatoberfläche ist, haben Instrumente aus Kunststoff gegenüber Metallischen deutliche Vorteile. Neben der Wahl des Instruments hängt das Ausmaß der Oberflächenveränderung durch therapeutische Instrumentierung auch von der Implantatbeschichtung ab (Mengel et al., 2004). So konnten Mengel et al. zeigen, dass Titaniumnitrit (TiN) beschichtete Abutments nach Behandlung kleinere Veränderungen der Rauheitstiefe (Rz) aufwiesen als Titan-Abutments (Mengel et al., 2004). Allerdings konnte auch eine großflächige Ablösung der TiN-Beschichtung beobachtet werden, welches die Autoren als bedenklich in Bezug auf den Langzeiterfolg der Implantatversorgung bewerteten (Mengel et al., 2004).

Die stärksten und regelmäßig auftretenden Veränderungen sind nach Bearbeitung der Implantatoberfläche durch Metallinstrumente nachzuweisen. Diese führen im Vergleich zu Instrumenten aus Kunststoff zu stärkeren Veränderungen der physikalischen Rauheit. Aus diesem Grund werden Kunststoffinstrumente für die Bearbeitung der Implantatoberfläche im Rahmen der Therapie der Periimplantitis empfohlen (Gulati et al., 2014). Bezogen auf aktuelle Studien an Implantaten ist wichtig festzuhalten, dass die Beobachtungen zu Wechselwirkungen zwischen Implantatoberfläche und Behandlungsinstrument bislang nahezu ausschließlich im Rahmen von in-vitro-Studien gemacht wurden. Die tatsächliche klinische Bedeutung der gefundenen Veränderungen bleibt deshalb vorerst unklar. Darüber hinaus bleibt zu erwähnen, dass bei der Auswahl eines geeigneten therapeutischen Instruments für die Routinebehandlung nicht allein dem Aspekt von Veränderungen der Ultrastruktur der Implantatoberfläche Bedeutung zukommt. Unter anderem spielt in diesem Zusammenhang auch die Qualität der Reinigung der erkrankten Implantatoberfläche sowie

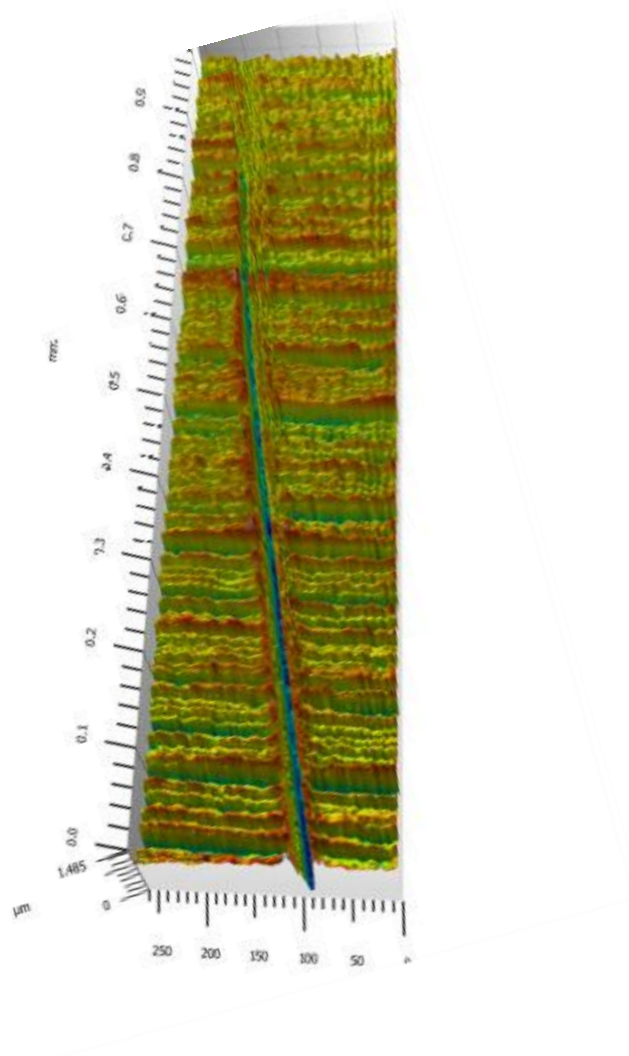
die zu erzielenden klinischen Ergebnisse bezüglich Reduktion der Defekttiefe und ossäre Reintegration der Implantatoberfläche eine entscheidende Rolle.

Umgekehrt sollte auch die Häufigkeit der Instrumentierung Berücksichtigung finden. Im Hinblick auf die inzwischen hohe Überlebensrate von modernen Implantaten könnten auch kleinere Oberflächenveränderungen durch eine kontinuierliche Akkumulation im Verlauf der klinischen Implantatnachsorge relevant werden. Während der Untersuchung wird die Sonde zwischen supra-alveolären Komplex und Abutment in die Tiefe geführt (Gulati et al., 2014), sodass sie bei einem erkrankten periimplantären Gewebe sowohl auf der glatten als auch auf der rauen Oberfläche zu Veränderungen der Oberfläche führen kann.

Fakhravar et al. untersuchen die Veränderungen der Oberflächenbeschaffenheit von glatten Implantat-Abutments nach Behandlung mit (1) einer Kunststoffsonde, (2) einer Metallsonde, (3) einer Kunststoffkürette oder (4) einer Metallkürette (Fakhravar et al., 2012b). Hierfür teilten die Autoren ähnlich dem hier gewählten Ansatz 10 Implantate in 4 Quadranten auf. Jeder Quadrant wurde fünfmal mit einem der vier ausgewählten Instrumente behandelt. Verglichen wurden diese Resultate mit den Ra-Werten von 16 anderen, unbehandelten Implantaten. Ähnlich zu den hier vorgelegten Ergebnissen konnte bereits vor Behandlung eine große Varianz der Ra-Werte von unbehandelten Implantaten festgestellt werden. Nach Behandlung stiegen die Ra-Werte um ca. 300% (Metallkürette) bzw. ca. 220% (Kunststoffkürette und Kunststoffsonde). Nach der Behandlung mit einer Metallsonde konnten demgegenüber keine Veränderungen festgestellt werden. Die Autoren kommen zu dem Schluss, dass die Sondierung mit einer Metallsonde keinen messbaren Schaden an der Abutmentoberfläche verursacht, die Sondierung mit Kunststoffsonden jedoch zu einer signifikanten Steigerung der durchschnittlichen Rauheit (Ra) führt.

Im Gegensatz zu den Beobachtungen von Fakhravar et al. konnten in der vorliegenden Studie keine signifikanten Veränderungen des Ra-Wertes nach Behandlung der glatten Implantatoberflächen mit Kunststoff- oder Metallsonden festgestellt werden.

Bei Betrachtung der Bildgebung der glatten Probenflächen nach Bearbeitung mit einer Metallsonde, ist jedoch der Trend von veränderten 2D Parametern anschaulich nachvollziehbar: Nach Bearbeitung mit einer Metallsonde war die Rautiefe, also die vertikale Differenz zwischen höchster Spitze und tiefster Riefe (Rt), erhöht. Da diese Veränderungen häufig über eine längere Strecke auftreten (Abbildung 56), sind auch die gemittelte Rautiefe (Rz), die gemittelte Glättungstiefe (Rp) und die mittlere Riefentiefe (Rv) erhöht. Auch die Kernrautiefe (Rk) ist nach Instrumentierung mit einer Metallsonde erhöht.

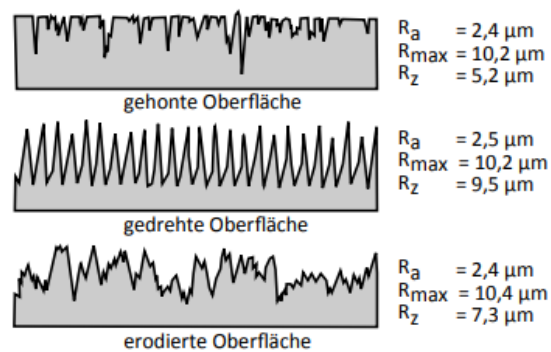


**Abbildung 56:** Oberflächenprofil eines Kratzers auf der glatten Implantatschulter nach Instrumentierung mit einer Metallsonde. Gemittelte maximale Täler und Höhen (in direkter Nachbarschaft zum Kratzer) sind nach der Instrumentierung prominenter. LSM 800 MAT; 20x/0.7 Objektiv (Carl Zeiss Microscopy GmbH München).

Nach Bearbeitung mit einer Metallsonde fanden sich außerdem auch tendenziell erhöhte Werte für  $R_{vk}$  (2D),  $S_{vk}$  (3D) und  $V_{vv}$  (3D). Diese Werte sind abgeleitete Funktionsparameter, welche Informationen über die Benetzbarkeit und Flüssigkeitsspeicherung liefern und die a.e. biologische Bedeutung für veränderte Oberflächen haben. Insgesamt sind in der Zusammenschau unterschiedlicher Oberflächenparameter deutliche Veränderungen erkennbar, die bei Betrachtung des 3D-Datensatzes weniger ins Gewicht fallen.

Für die Behandlung mit einer Kunststoffsonde konnte keine der beschriebenen Veränderungen festgestellt werden. Somit widersprechen die hier dargestellten Ergebnisse deutlich den Beobachtungen von Fakhravar et al. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass sich die Oberflächenbeschaffenheit der glatten Implantatschulter nach Instrumentierung mit einer Metallsonde vergrößert, während die Instrumentierung mit einer Kunststoffsonde zu keiner signifikanten Veränderung von 2D- oder 3D-Oberflächenparameter führt. Die

Analysen der untersuchten Oberflächenparameter belegen, dass die im Profil erkennbaren Veränderungen, numerisch nur durch eine Betrachtung von mehreren 2D- oder 3D-Parametern nachvollziehbar gemacht werden können und die alleinige Betrachtung des Parameters  $R_a$  für eine Interpretation ungenügend ist. Dies belegt auch das folgende Beispiel mit sehr unterschiedlichen Profilen, aber gleicher arithmetischer Mittenrauheit (Abbildung 57):



**Abbildung 57:** Unterschiedliche Profile mit gleichem Mittenrauwert  $R_a$  (Vorlesungsreihe Oberflächenbeurteilung, Prof. Dr. Bernd Bertsche und Prof. Dr. Werner Haas, Uni Stuttgart).

Im Gegensatz zu Farkhart et al kann auf der Basis der in dieser Studie gefundenen Ergebnisse das Sondieren mit einer Kunststoffsonde anstatt mit einer Metallsonde empfohlen werden. Für Kunststoffsonden legen die hier dargestellten, vorläufigen Ergebnisse nahe, dass im Bereich von glatten Oberflächen keine nennenswerten Oberflächenveränderungen induziert werden. Dies gilt sowohl im Hinblick auf maximale Rautiefe und -höhe als auch auf flüssigkeitsassoziierte Oberflächenparameter wie  $V_{vv}$ ,  $S_{vk}$  und  $R_{vk}$ . Für diese letztgenannten Parameter zeigen die absoluten Mittelwertveränderungen nach Kunststoffsondierung keine Veränderungen. Für den biologisch bedeutsamen Parameter  $V_{vv}$  wurde zudem eine Sensitivitätsanalyse durchgeführt, wobei eine Fallzahl von  $n=10$  erreicht wurde. Diese zusätzliche Analyse wurde gewählt, da in den voran beschriebenen Analysen keine konsistenten Unterschiede zwischen den Winkelansätzen festgestellt werden konnten.

Folgende Unterschiede im Versuchsaufbau und der weiteren Methodik könnten für diese Diskrepanzen der Beobachtungen und Schlussfolgerungen von Farkhart et al. ursächlich sein: (1) statt glatter Implantatoberflächen wurde ein Abutment untersucht. (2) fehlende Säuberung des locker aufsitzenden Abriebs nach Bearbeitung. (3) Evaluierung mittels Profilometer (4) isolierte Betrachtung des Parameters  $R_a$  als Indikator für Oberflächenveränderungen.



Die dargestellten Ergebnisse und Überlegungen zu glatten Implantatoberflächen stehen im Einklang mit Analysen zu Oberflächenveränderungen nach therapeutischer Instrumentierung (größere Veränderung bei metallbasierten Instrumenten) und belegen, dass solche Veränderungen auch bei diagnostischen Prozeduren wie dem Sondieren auftreten können. Die Tendenz einer Zunahme der Oberflächenrauheiten besonders auch in funktionellen Parametern implizieren, dass diese Veränderungen eine biologische Relevanz haben könnten, die im folgenden Kapitel weiter diskutiert werden sollen.

#### 4.5 Mögliche biologische Implikationen der gemessenen Veränderungen

In der vorliegenden Arbeit konnte eine zunehmende Rauigkeit für die glatten Implantatportionen nach Bearbeitung mit einer Metallsonde beobachtet werden. Dies hat an dieser Stelle des Implantats primär biologische Folgen im Sinne von veränderten Eigenschaften gegenüber der Bildung von Biofilmen, die über die Taschen die glatte Implantatschulter erreichen. Die Auswirkung der topographischen Oberflächenveränderungen auf Veränderungen der Osseointegration sind in diesem Implantatbereich nicht relevant, da dieser Implantatabschnitt nicht an der Primärstabilität und Verankerung mit dem crestalen Knochen beteiligt ist. Im Allgemeinen wird angenommen, dass eine Zunahme der Oberflächenrauheit die Bildung von mikrobiellen Biofilmen auf Zahnimplantaten erleichtert (Truong et al., 2010; Whitehead et al., 2005; Subramani et al., 2009), wodurch sich in der Folge periimplantäre Entzündungen leichter manifestieren können (Hallmon et al., 1996; Mengel et al., 1998). In einigen Studien wurde gezeigt, dass die durchschnittliche Rauheit des Oberflächenprofils ( $R_a$ ) bei Werten  $<0,2\mu\text{m}$  keinen Einfluss auf die qualitative Zusammensetzung sowie quantitative Besiedlung und Reifung der Plaques hat (Buser et al., 1991; Quirynen et al., 1996). Jedoch wurde in einer anderen Arbeit ein Schwellenwert von  $R_a < 0,088\mu\text{m}$  postuliert, ab welchem die Entstehung von Plaque gehemmt wird (Rimondini et al., 1997). Die Versuche der vorliegenden Arbeit zeigen nach Bearbeitung von glatten Implantatoberflächen mit Metallsonden eine Tendenz der Rauheitszunahme, wobei der kritische Schwellenwert für  $R_a = 0,2\mu\text{m}$  mit einer Ausnahme, der Probenfläche, die bei  $20^\circ$  mit Metallsonde bearbeitet wurde, nicht überschritten wurde. Die Hemmung der Plaquebildung bei  $R_a < 0,088\mu\text{m}$  wurde hingegen nach dem Sondieren mit Metallsonde bei  $20^\circ$  sowie  $60^\circ$  überwiegend aufgehoben. Hier waren nach Bearbeitung nur noch 20% der Messwerte  $< 0,088\mu\text{m}$ . Somit kann ein aus den Veränderungen des Parameters  $R_a$  abgeleiteter Effekt der Sondierung mit einer Metallsonde auf eine Veränderung des Biofilms nicht ausgeschlossen werden.

Kritisch anzumerken bleiben an dieser Stelle jedoch zwei wichtige Punkte. Erstens konnten jüngere Studien den streng monotonen Zusammenhang zwischen erhöhter Materialrauheit

und gesteigerter Biofilmadhäsion nicht bestätigen (Singh et al., 2011). So konnten Singh et al an unterschiedlichen Oberflächen mit zunehmenden Rq-Werte von 16.2 nm auf 32.2 nm zeigen, dass nach einer initialen Zunahme der Bakterienadhäsion mit zunehmenden Rauigkeiten, eine weitere Erhöhung der Rauigkeit wieder zu abnehmender Biofilmbildung führt (Singh et al., 2011). Dies haben die Autoren auf die reziproke Korrelation zwischen Masse der adhäsiven Proteine und Masse des Biofilms zurückgeführt (Singh et al., 2011). Mit weiter zunehmender Rauheit war durch eine gesteigerte Proteinadhäsion und Bildung einer dicken Proteinschicht, die Interaktion der Bakterien mit der Oberfläche reduziert (sog. Oberflächenneutralisierung). Zweitens, legen weitere Studien dar, dass die alleinige Betrachtung des Ra-Parameters ungenügend für die Abschätzung der möglichen biologischen Folgen ist. Beispielsweise konnten Lorenzetti et al in einem Vergleich von TiNT, TiA und TiB Oberflächen zeigen, dass mit zunehmenden Ra-Werten die Biofilmbildung sogar abnimmt (Lorenzetti et al., 2015). Dies lag aber nach Ansicht der Autoren vor allem an zunehmenden Spitze-zu-Spitze Abständen, welches die Versenkung der Bakterien in die Oberfläche und eine maximale Oberflächeninteraktion zwischen Bakterienwand und Titanoberfläche begünstigt (Abbildung 58, in Anlehnung an Lorenzetti et al., 2015).

Charakteristiken	Oberfläche 1	Oberfläche 2	Oberfläche 3
Ra	+	++	+++
Spitze-zu-Spitze Abstand	+++	++	+
Spitze-zu-Tal-Verhältnis	+	++	+++
Adhäsion	+++	++	+



**Abbildung 58:** Wichtigkeit des Spitze-zu-Spitze Abstands bei der Betrachtung des Ra-Wertes für die Adhäsionsfähigkeit von Oberflächen. Der Zusammenhang zwischen steigenden Ra-Werte und erhöhtem Biofilm ist nicht monoton und hängt von anderen Oberflächenfaktoren ab (in Anlehnung an Lorenzetti et al., 2015).

Weitere Oberflächenveränderungen der glatten Implantatportionen nach der Bearbeitung mit der Metallsonde wurden in vorliegender Studie für die Parameter Rp, Rv und Rt beobachtet. Die Veränderungen dieser Oberflächenparameter belegen Veränderungen der Spitze- und Talhöhen sowie des sich daraus ergebenden maximalen Abstands zwischen Spitze und Tal. Diese Veränderungen sind theoretisch für die Beurteilung der biologischen Folgen relevant, da sich selbst bei kleinen Spitzen-zu-Spitze Abständen Bakterien orthogonal zur Oberflächenausrichtung in die Täler einnisten könnten. In Tabelle 11 ist exemplarisch ein

Überblick über die Größe einiger der am häufigsten im Rahmen einer Periimplantitis anzutreffenden Bakterien gezeigt (Rutger and Stefan, 2013; Tamura et al., 2013).

Periimplantitis-relevante Keime	Durchschnittliche Größe
<i>Porphyromonas gingivalis</i>	0,5-2µm
<i>Staphylococcus aureus</i>	0,8-1,2µm
<i>Aggregatibacter actinomycetemcomitans</i>	0,6-2µm
<i>Treponema denticola</i>	6-20µm
<i>Eubacterium nodatum</i>	0,5-2µm
<i>Fusobacterium nucleatum</i>	2-4µm

**Tabelle 11** – Darstellung von prävalenten Keimen während einer Periimplantitis und deren ungefähre Größe.

Gemäß der signifikanten Steigerung von Rt-Werte von beispielsweise 688nm auf 930nm wird ersichtlich, dass nach der Bearbeitung mit Metall nun einige Bakteriengattungen vollständig innerhalb der Oberflächentopographie versenkt werden können und so maximalen Kontakt mit der Oberfläche aufweisen. Dies könnte dazu führen, dass diese Spezies nach Bearbeitung mit der Metallsonde die glatten Implantatportionen einfacher besiedeln (Abbildung 59).



**Abbildung 59:** Gesteigerte Rv, Rp und Rt-Werte der glatten Implantatportionen nach Bearbeitung mit der Metallsonde könnten dazu führen, dass Bakterien mit länglichen Größen von 0,6-1µm leichter vollständig in die Implantatoberfläche versenkt werden.

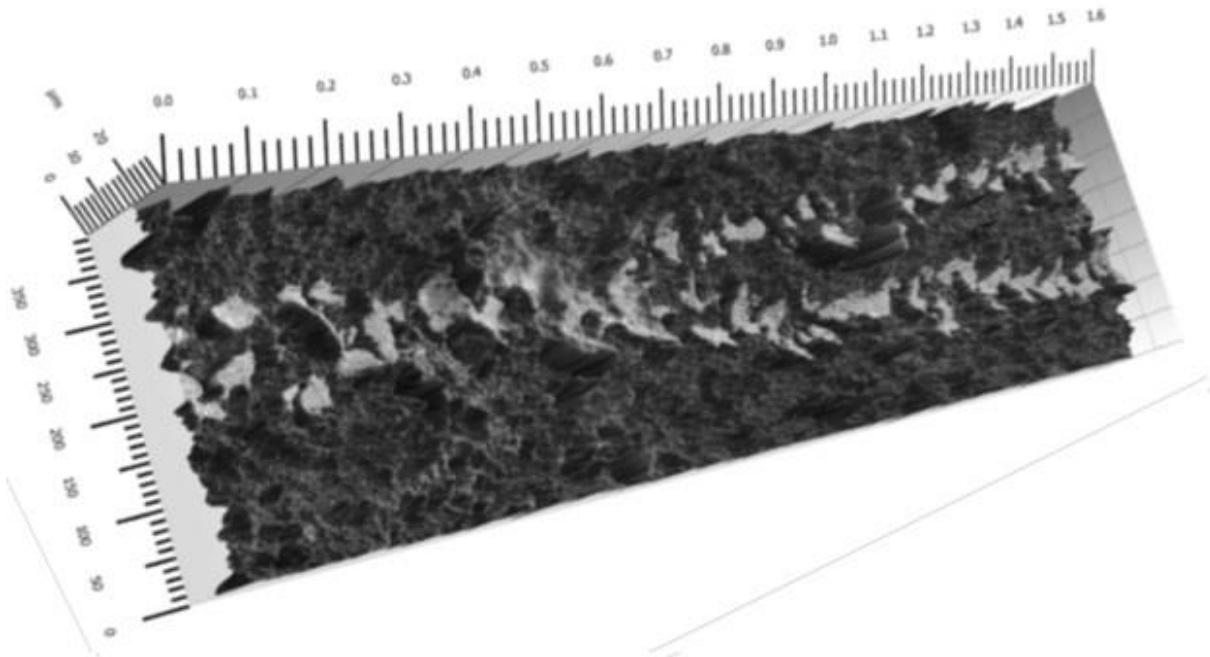
Auch die Parameter Vvv und Sk, die mit der Benetzbarkeit der Oberfläche durch Flüssigkeiten korrelieren, weisen durch die tendenzielle Zunahme nach Sondierung mit einer Metallsonde in dieser Studie auf eine möglicherweise verstärkte Haftung des flüssigen Biofilms auf dem glatten Bereich der Implantatoberfläche hin (Löberg et al., 2010). Allerdings bleibt bezüglich dieser Veränderungen unklar, ob die verstärkte Benetzbarkeit wirklich die Bakterienadhäsion fördert, oder primär die Sammlung von Proteinlösungen in den Tälern begünstigt, was wiederum den von Singh et al beobachteten Effekt der

Oberflächenneutralisierung und geringeren Bakterienadhäsion begünstigen würde (Singh et al., 2011).

Darüber hinaus wären für weitere Studien, neben den in dieser Arbeit untersuchten Veränderungen der Oberflächenmorphologie, Untersuchungen der durch Instrumentieren hervorgerufenen Veränderungen der Elektrostatik interessant. So wäre eine veränderte Ladungsoberfläche des Titans durch Sondierung und folgenden Selektion der sich an das Titan ansiedelnden Mikroorganismen denkbar (Durbar, 2017).

Während bei den glatten Probenflächen die Biofilmbildung im Vordergrund steht, interessiert im Bereich der rauen Implantatportionen die Möglichkeit einer Veränderung der Fähigkeit zur Re-Osseointegration. Generell ist bekannt, dass Veränderungen der Oberflächenrauigkeit Einfluss auf die Geschwindigkeit und Qualität der Ausbildung des Knochen-Implantat-Kontakts haben, welches primär auf unterschiedliche Adhäsionscharakteristiken des Materials für Osteoblasten erklärt wird (Kubies et al., 2011; Vandrovcová and Bačáková, 2011; Zanchetta and Guezenec, 2001). In der hier präsentierten Studie wurde nach Bearbeitung sowohl mit einer Metall- als auch Kunststoffsonde eine vergleichbar starke Reduktion der mittleren quadratischen Höhe  $S_q$  auf ca. 10% des Ursprungswerts beobachtet. Dieser Wert entspricht der Standardabweichung der Höhen, sodass die Variabilität und Ausreißer der Höhen nach Bearbeitung deutlich vermindert ist. Wichtig hervorzuheben ist, dass die mittlere arithmetische Höhe nach Bearbeitung ( $S_a$ ) nicht verändert war. Kim et al. verglichen in einer Studie maschinierendes Titan, SLA modifiziertes Titan, Titanimplantate, die eine anodisierte Oberfläche aufwiesen und sogenannte Modi-ANO Implantate, dessen Oberflächen durch Sandstrahlen, Säureätzung (SLA) und anodisierte Techniken (ANO) behandelt wurden. Gemäß der Herstellungsverfahren stellten die Autoren signifikante Unterschiede der  $S_q$ -Parameter zwischen den Implantaten fest (Kim et al., 2015). Diese waren für Modi-ANO bearbeitete Implantate um den Faktor 20 höher ( $2.15/1.85\mu\text{m}$  vs.  $0.09\mu\text{m}$  für unbearbeitete Titanimplantate) (Kim et al., 2015). Sowohl in vitro- als auch in-vivo konnten die Autoren eine signifikante Erhöhung der Zelladhäsion, als auch des Knochen-zu-Implantats Kontakt in den Materialien mit höheren  $S_q$ -Werten feststellen (Kim et al., 2015). Die untersuchten Materialien zeigten zwar signifikant unterschiedliche  $S_q$ -Werte, jedoch waren auch andere Oberflächenparameter, welche sich nach Sondieren im vorliegenden Versuch nicht verändert haben, in der Versuchsreihe von Kim et al verändert. Ob eine isolierte Reduktion der mittleren quadratischen Höhen einer Oberfläche unmittelbare Auswirkungen auf die Re-Osseointegration hat, lässt sich vorerst nicht abschließend abschätzen. Möglicherweise kann eine solche Veränderung jedoch die Re-Integration des Implantates im Rahmen der Ausheilung der Periimplantitis jedoch erschweren (Gittens et al., 2014). Es bedarf daher weiterer Studien, ob die durch Sondierung

(Abbildung 60) verursachten Verkleinerungen der Standardabweichung der mittleren quadratischen Höhen ( $S_q$ ) einen Effekt auf die Osseointegration in vitro oder in vivo haben.



**Abbildung 60:** 3D-Höhenkarte; Durch Sondieren mit einer mit Metallsonde auf der rauen Probenfläche entstanden Sondierungsspuren im Sinne einer Glättung. LSM 800 MAT; 20x/0.7 Objektiv (Carl Zeiss Microscopy GmbH München).

## 5. Zusammenfassung

Die Sondierung des periimplantären Sulkus stellt eine wichtige klinische Untersuchung von Zahnimplantaten dar. Sie dient der Diagnose von peri-implantären Entzündungen und lässt aus Veränderungen der vertikalen Taschensondiertiefe Rückschlüsse auf die Manifestation eines pathogenen Abbaus des crestalen Knochens zu. Potenzielle Oberflächenveränderungen durch diagnostische Sondierung von Implantaten wurden bislang nur unzureichend und ohne Berücksichtigung dreidimensionaler Oberflächenparameter untersucht.

Die vorliegende in-vitro Studie untersuchte die Veränderung der Oberflächenbeschaffenheit von Titanimplantaten nach Sondierung mit Metall- oder Kunststoffsonden in unterschiedlichen Bearbeitungswinkeln und bei konstant applizierter Kraft. Die Veränderungen der Oberflächenbeschaffenheit wurden durch Bestimmung und Vergleich gängiger 2D- und 3D-Oberflächenparameter, gemessen mittels Laser-Scanning-Mikroskopie, evaluiert. Die gefundenen Ergebnisse zeigen, dass (1) nach Sondieren eines Implantates mittels Kunststoffsonde in der 2D-Analyse keine signifikante Veränderung der Oberflächenrauheit anzutreffen war, (2) in der 3D-Analyse das Sondieren zu einer Glättung der Implantatoberfläche im rauen Bereich des Implantats führte, (3) im Bereich der glatten Implantatschulter eine Sondierung mit Metallinstrumenten zu einer Erhöhung der

zweidimensional bestimmten Oberflächenrauheit führt, (4) diese Veränderungen nach Bearbeitung in einem Winkel von 20° stärker waren als bei einem Winkel von 60°, (5) in der Analyse der 3D-Oberflächenparameter demgegenüber keine Rauheitszunahme im glatten Bereich des Implantats nach Bearbeitung mit einer Metallsonde nachgewiesen werden konnte, (6) das Sondieren mittels Metallsonde zu einer erheblichen Reduktion der Oberflächenrauheit im rauen Bereich des Implantates führte, die sowohl in der 2D- als auch in der 3D-Analyse nachweisbar war und (7) funktionelle Parameter wie die Benetzbarkeit tendenziell eine Zunahme nach Bearbeitung der glatten Implantatportionen mit der Metallsonde aufweisen.

Die Ergebnisse bestätigen, dass die Sondierung sowohl mit einer Metall- als auch Kunststoffsonde zu einer Glättung der rauen Implantatoberfläche führt. Im Bereich der glatten Implantatsschulter zeigen sich nach der Verwendung einer Metallsonde eine Zunahme der Rauheit und tendenziell eine erhöhte Kapazität der Flüssigkeitsspeicherung. Die reduzierte Rauheit der rauen Implantatportionen könnte nach erfolgreicher Periimplantitistherapie eine Re-Osseointegration negativ beeinflussen. Die durch Metallsonden gesetzten Veränderungen von glatten Implantatoberflächen können möglicherweise zu einer leichteren Benetzbarkeit durch Flüssigkeiten führen und damit die Adhäsion und Etablierung von mikrobiellen Biofilmen begünstigen. In der Folge könnten sich periimplantäre Entzündungen manifestieren. Im Rahmen von weiterführenden Studien sollte untersucht werden welche biologischen Folgen die hier angetroffenen Veränderungen der Oberflächenbeschaffenheit von Implantaten nach Sondierung haben können.

Auf der Basis der hier dargestellten Ergebnisse sollte bei der klinischen Sondierung des periimplantären Sulkus Kunststoffsonden gegenüber Metallsonden der Vorzug gegeben werden.

## 6. Literatur

- Abrahamsson, I., Berglundh, T., Linder, E., Lang, N.P., Lindhe, J., 2004. Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin. Oral Implants Res.* 15, 381–392.
- Abrahamsson, I., Zitzmann, N.U., Berglundh, T., Wennerberg, A., Lindhe, J., 2001. Bone and soft tissue integration to titanium implants with different surface topography: an experimental study in the dog. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 16, 323–332.
- Al-Nawas, B. and Götz, H., 2003. Three-Dimensional Topographic and Metrologic Evaluation of Dental Implants by Confocal Laser Scanning Microscopy. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5: 176-183.
- Albrektsson, T., Wennerberg, A., 2004. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int. J. Prosthodont.* 17, 536–543.
- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., Eriksson, A.R., 1986. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1, 11–25.
- Alhag, M., Renvert, S., Polyzois, I., Claffey, N., 2008. Re-osseointegration on rough implant surfaces previously coated with bacterial biofilm: An experimental study in the dog. *Clin. Oral Implants Res.* 19, 182–187.
- Alsaadi, G., Quirynen, M., Komárek, A., Van Steenberghe, D., 2008a. Impact of local and systemic factors on the incidence of late oral implant loss. *Clin. Oral Implants Res.* 19, 670–676.
- Alsaadi, G., Quirynen, M., Michiles, K., Teughels, W., Komárek, A., Van Steenberghe, D., 2008b. Impact of local and systemic factors on the incidence of failures up to abutment connection with modified surface oral implants. *J. Clin. Periodontol.* 35, 51–57.
- Ananth, H., Kundapur, V., Mohammed, H.S., Anand, M., Amarnath, G.S., Mankar, S., 2015. A review on biomaterials in dental implantology. *Int. J. Biomed. Sci.* 11, 113–120.
- Arvidson, K., Fartash, B., Hilliges, M., Kondell, P.A., 1996. Histological characteristics of peri-implant mucosa around Branemark and single-crystal sapphire implants. *Clin. Oral Implants Res.* 7, 1–10.

- Badersten, A., Nilveus, R., Egelberg, J., 1984. Effect of nonsurgical periodontal therapy: II. Severely advanced periodontitis. *J. Clin. Periodontol.*
- Badersten, A., Nilvéus, R., Egelberg, J., 1981. Effect of non-surgical periodontal therapy. *J. Clinial Periodontol.* 190–200.
- Bennadi, D., Reddy, C.V.K., 2013. Oral health related quality of life. *J. Int. Soc. Prev. Community Dent.*
- Berglundh, T., Lindhe, J., 1996. Dimension of the periimplant mucosa. *J. Clin. Periodontol.* 23, 971–973.
- Berglundh, T., Lindhe, J., Ericsson, I., Marinello, C.P., Liljenberg, B., Thorsen, P., 1991. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin. Oral Implants Res.*
- Berglundh, T., Lindhe, J., Jonsson, K., Ericsson, I., 1994. The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *J. Clin. Periodontol.* 21, 189–193.
- Bollen, C.M., Papaioanno, W., Van Eldere, J., Schepers, E., Quirynen, M., van Steenberghe, D., 1996. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin. Oral Implants Res.* 7, 201–211.
- Buch, R., Weibrich, G., Wegener, J., Wagner, W., 2002. Patientenzufriedenheit in der Implantologie. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie* 6, 433–436.
- Buduneli, E., Aksoy, O., Köse, T., Atilla, G., 2004. Accuracy and reproducibility of two manual periodontal probes: An in vitro study. *J. Clin. Periodontol.* 31, 815–819.
- Busenlechner, D., Fürhauser, R., Haas, R., Watzek, G., Mailath, G., Pommer, B., 2014. Long-term implant success at the Academy for Oral Implantology: 8-year follow-up and risk factor analysis. *J. Periodontal Implant Sci.* 44, 102–108.
- Buser, D., Mericske-Stern, R., Bernard, J.P., Behneke, A., Behneke, N., Hirt, H.P., Belser, U.C., Lang, N.P., 1997. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin. Oral Implants Res.* 8, 161–172.
- Buser, D., Schenk, R.K., Steinemann, S., Fiorellini, J.P., Fox, C.H., Stich, H., 1991. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J. Biomed. Mater. Res.* 25, 889–902.
- Buser, D., Weber, H.P., Donath, K., Fiorellini, J.P., Paquette, D.W., Williams, R.C., 1992. Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. *J. Periodontol.* 63, 225–235.
- Canullo, L., Fedele, G.R., Iannello, G., Jepsen, S., 2010. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of a randomized-controlled trial. *Clin.*



Oral Implants Res. 21, 115–121.

Cato, A., Thomas, R., 2006. Vergleich einer druckkalibrierten Sonde mit einer nichtdruckkalibrierten Sonde in der klinischen Anwendung-Eine In-vivo-Studie.

Chavrier, C.A., Couble, M.L., 1999. Ultrastructural immunohistochemical study of interstitial collagenous components of the healthy human keratinized mucosa surrounding implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 14, 108–112.

Chrcanovic, B., Albrektsson, T., Wennerberg, A., 2017. Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis. *Int. J. Prosthodont.* 30, 219–237.

Chrcanovic, B.R., Albrektsson, T., Wennerberg, A., 2014. Periodontally compromised vs. periodontally healthy patients and dental implants: A systematic review and meta-analysis. *J. Dent.* 42, 1509–1527.

Cionca, N., Hashim, D., Mombelli, A., 2017. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontol.* 2000 73, 241–258.

Cochran, D.L., Hermann, J.S., Buser, D., L, S.F., 1997. Jop.1997.68.2.186. *J Periodontol* 68, 186–197.

Colvin, R.B., 1983. Fibrinogen-fibrin interactions with fibroblasts and macrophages. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* 408, 621–633.

Creugers, N.H., De Kanter, R.J., 2000. Patients' satisfaction in two long-term clinical studies on resin-bonded bridges. *J. Oral Rehabil.* 27, 602–607.

Dabdoub, S.M., Tsigarida, A.A., Kumar, P.S., 2013. Patient-specific analysis of periodontal and peri-implant microbiomes. *J. Dent. Res.* 92, 168S–75S.

da Silva, G.R., Roscoe, M.G., Ribeiro, C.P., da Mota, A.S., Martins, L.R.M., Soares, C.J., 2012. Impact of rehabilitation with metal-ceramic restorations on oral health-related quality of life. *Braz. Dent. J.* 23, 403–408.

de Waal, Y.C., Winkel, E.G., Meijer, H.J., Raghoobar, G.M., van Winkelhoff, A.J., 2014. Differences in peri-implant microflora between fully and partially edentulous patients: a systematic review. *J. Periodontol.* 85, 68–82.

Deepa, R., Prakash, S., 2012. Accuracy of probing attachment levels using a new computerized cemento-enamel junction probe. *J. Indian Soc. Periodontol.*

Derks, J., Håkansson, J., Wennström, J.L., Tomasi, C., Larsson, M., Berglundh, T., 2015. Effectiveness of Implant Therapy Analyzed in a Swedish Population : Early and Late Implant Loss. *J. Dent. Res.* 94, 44–51.

Dhir, S., 2013. Biofilm and dental implant: The microbial link. *J. Indian Soc. Periodontol.*

- Di Iorio, D., Traini, T., Degidi, M., Caputi, S., Neugebauer, J., Piattelli, A., 2005. Quantitative evaluation of the fibrin clot extension on different implant surfaces: an in vitro study. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.* 74, 636–642.
- Dohan Ehrenfest, D.M., Coelho, P.G., Kang, B.-S., Sul, Y.-T., Albrektsson, T., 2010. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. *Trends Biotechnol.* 28, 198–206.
- Duarte, P.M., Reis, A.F., de Freitas, P.M., Ota-Tsuzuki, C., 2009. Bacterial Adhesion on Smooth and Rough Titanium Surfaces After Treatment With Different Instruments. *J. Periodontol.* 80, 1824–1832.
- Durbar, U.S., 2017. Biofilm On Dental Implants-A Review 6, 2015–2018.
- Eisenbarth, E., Meyle, J., Nachtigall, W., Breme, J., 1996. Influence of the surface structure of titanium materials on the adhesion of fibroblasts. *Biomaterials* 17, 1399–1403.
- Engelke, W., Decco, O.A., Rau, M.J., Massoni, M.C.A., Schwarzwaller, W., 2004. In vitro evaluation of horizontal implant micromovement in bone specimen with contact endoscopy. *Implant Dent.* 13, 88–94.
- Enkling, N., Jöhren, P., Katsoulis, J., Bayer, S., Jervøe-Storm, P.M., Mericske-Stern, R., Jepsen, S., 2013. Influence of platform switching on bone-level alterations: A three-year randomized clinical trial. *J. Dent. Res.* 92, 139–145.
- Ericsson, I., Lindhe, J., 1993. Probing depth at implants and teeth: An experimental study in the dog. *J. Clin. Periodontol.* 20, 623–627.
- Fakhrahar, B., Khocht, A., Jefferies, S.R., Suzuki, J.B., 2012a. Probing and Scaling Instrumentation on Implant Abutment Surfaces. *Implant Dent.* 21, 311–316.
- Fakhrahar, B., Khocht, A., Jefferies, S.R., Suzuki, J.B., 2012b. Probing and scaling instrumentation on implant abutment surfaces: An in vitro study. *Implant Dent.* 21, 311–316.
- Fartash, B., Arvidson, K., Ericsson, I., 1990. Histology of tissues surrounding single crystal sapphire endosseous dental implants: an experimental study in the beagle dog. *Clin. Oral Implants Res.* 1, 13–21.
- Francois, P., Vaudaux, P., Tadorelli, M., Tonetti, M., Lew, D.P., Descouts, P., 1997. Influence of surface treatments developed for oral implants on the physical and biological properties of titanium. (II) Adsorption isotherms and biological activity of immobilized fibronectin. *Clin. Oral Implants Res.* 8, 217–225.
- Freed, K., Gapper, R., Kalkwarf, K., 1983. Evaluation of periodontal probing forces. *J. Periodontol.* 53, 488–492.

- Geis-Gerstorfer, P.D.J., n.d. zm online Titan und Titan-Legierungen. Fortbildungstl. 1/2003 Heft 07/2003.
- Gift, H.C., Atchison, K.A., 1995. Oral health, health, and health-related quality of life. *Med. Care* 33, NS57-77.
- Gittens, R.A., Olivares-Navarrete, R., Schwartz, Z., Boyan, B.D., 2014. Implant osseointegration and the role of microroughness and nanostructures: Lessons for spine implants. *Acta Biomater.* 10, 3363–3371.
- Goh, M.-S., Hong, E.-J., Chang, M., 2017. Prevalence and risk indicators of peri-implantitis in Korean patients with a history of periodontal disease: a cross-sectional study. *J. Periodontal Implant Sci.*
- Gottfredsen, K., Zitzmann, N.U., Lang, N.P., Lindhe, J., 2007. Spontaneous progression of ligature induced peri-implantitis at implants with different surface roughness : an experimental study in dogs 655–661.
- Gould, T.R.L., Westbury, L., Brunette, D.M., 1984. Ultrastructural study of the attachment of human gingiva to titanium in vivo. *J. Prosthet. Dent.* 52, 418–420.
- Grigor'ian, A.S., Filonov, M.R., Arkhipov, A. V, Selezneva, I.I., Zhukova, I.S., 2013. [New type titan alloy with shape memory for use in dental implantology]. *Stomatologiya (Mosk).* 92, 4–8.
- Groessner-Schreiber, B., Neubert, A., Muller, W.-D., Hopp, M., Griepentrog, M., Lange, K.-P., 2003. Fibroblast growth on surface-modified dental implants: an in vitro study. *J. Biomed. Mater. Res. A* 64, 591–599.
- Gulati, M., Govila, V., Anand, V., Anand, B., 2014. Implant Maintenance: A Clinical Update. *Int. Sch. Res. Not.* 2014, 1–8.
- Hallgren, C., Reimers, H., Gold, J., Wennerberg, A., 2001. The importance of surface texture for bone integration of screw shaped implants: an in vivo study of implants patterned by photolithography. *J. Biomed. Mater. Res.* 57, 485–496.
- Hallmon, W.W., Waldrop, T.C., Meffert, R.M., Wade, B.W., 1996. A comparative study of the effects of metallic, nonmetallic, and sonic instrumentation on titanium abutment surfaces. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 11, 96–100.
- Hansson, H.A., Albrektsson, T., Branemark, P.I., 1983. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *J. Prosthet. Dent.* 50, 108–113.
- Harris, L.G., Foster, S.J., Richards, R.G., 2002. An introduction to *Staphylococcus aureus*, and techniques for identifying and quantifying *S. aureus* adhesins in relation to adhesion to biomaterials: review. *Eur. Cell. Mater.* 4, 39–60.
- Heitz-Mayfield, L.J.A., 2008. Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators. *J.*

Clin. Periodontol. 35, 292–304.

Hermann, J.S., Jones, A.A., Bakaeen, L.G., Buser, D., Schoolfield, J.D., Cochran, D.L., 2011. Influence of a machined collar on crestal bone changes around titanium implants: a histometric study in the canine mandible. J. Periodontol. 82, 1329–1338.

Hermann, J.S., Schoolfield, J.D., Schenk, R.K., Buser, D., Cochran, D.L., 2001. Influence of the Size of the Microgap on Crestal Bone Changes Around Titanium Implants. A Histometric Evaluation of Unloaded Non-Submerged Implants in the Canine Mandible. J. Periodontol. 72, 1372–1383.

Herrmann, M., Lai, Q.J., Albrecht, R.M., Mosher, D.F., Proctor, R.A., 1993. Adhesion of Staphylococcus aureus to surface-bound platelets: role of fibrinogen/fibrin and platelet integrins. J. Infect. Dis. 167, 312–322.

Hong, D.G.K., Oh, J., 2017. Recent advances in dental implants. Maxillofac. Plast. Reconstr. Surg. 39, 33.

Hürzeler&Zuhr, 21. Oktober 2017 mündliche Aussage in München

Implantologie, I. Der, Varianten, E., 2013. Einteilig versus zweiteilig ( Teil 2 ) 32.

Jain, N., Gulati, M., Garg, M., Pathak, C., 2016. Short implants: New horizon in implant dentistry. J. Clin. Diagnostic Res. 10, ZE14-ZE17.

J Lazzara, R., 1994. Criteria for implant selection: surgical and prosthetic considerations, Practical periodontics and aesthetic dentistry : PPAD.

Jemt, T., 2017. A retro-prospective effectiveness study on 3448 implant operations at one referral clinic: A multifactorial analysis. Part I: Clinical factors associated to early implant failures. Clin. Implant Dent. Relat. Res.

John, M.T., Miglioretti, D.L., LeResche, L., Koepsell, T.D., Hujoel, P., Micheelis, W., 2006. German short forms of the Oral Health Impact Profile. Community Dent. Oral Epidemiol. 34, 277–288.

Jordan, A.R., Micheelis, W., 2016. Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V). Dtsch Zahnärzteverlag DÄV GmbH 617.

Jung, D. -Ing. P. -Ing. S., 2012. Oberflächenbeurteilung. Spezialisierungsfachversuch und Hauptfachversuch Univ. Stuttgart. Universität Stuttgart.

Keagle, J.G., Garnick, J.J., Searle, J.R., King, G.E., Morse, P.K., 1989. Gingival resistance to probing forces. I. Determination of optimal probe diameter. J. Periodontol. 60, 167–171.

Kieswetter, K., Schwartz, Z., Dean, D.D., Boyan, B.D., 1996. The role of implant surface characteristics in the healing of bone. Crit. Rev. Oral Biol. Med. 7, 329–

- Kim, M.H., Park, K., Choi, K.H., Kim, S.H., Kim, S.E., Jeong, C.M., Huh, J.B., 2015. Cell adhesion and in vivo osseointegration of sandblasted/acid etched/anodized dental implants. *Int. J. Mol. Sci.* 16, 10324–10336.
- Klaus H. Rateitschak (Herausgeber), Herbert F. Wolf (Herausgeber), E.M.R.-P. (Autor), 2012. Band 1: Parodontologie: Farbatlant der Zahnmedizin.
- Koyanagi, T., Sakamoto, M., Takeuchi, Y., Ohkuma, M., Izumi, Y., 2010. Analysis of microbiota associated with peri-implantitis using 16S rRNA gene clone library. *J. Oral Microbiol*
- Kubies, D., Himmlová, L., Riedel, T., Chánová, E., Balík, K., Douděrová, M., Bártová, J., Pešáková, V., 2011. The interaction of osteoblasts with bone-implant materials: 1. The effect of physicochemical surface properties of implant materials. *Physiol. Res.* 60, 95–111.
- Lam, W.Y.H., McGrath, C.P.J., Botelho, M.G., 2014. Impact of complications of single tooth restorations on oral health-related quality of life. *Clin. Oral Implants Res.* 25, 67–73.
- Lang, N.P., Wetzel, A.C., Stich, H., Caffesse, R.G., 1994. Histologic probe penetration in healthy and inflamed peri-implant tissues. *Clin. Oral Implants Res.*
- Le Guéhennec, L., Soueidan, A., Layrolle, P., Amouriq, Y., 2007. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent. Mater.* 23, 844–854.
- Leonhardt, A., Renvert, S., Dahlen, G., 1999. Microbial findings at failing implants. *Clin. Oral Implants Res.* 10, 339–345.
- Lindhe, J., Lang, N.P., Karring, T., 2008. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*.
- Linkevicius, T., Apse, P., 2008. Biologic width around implants. An evidence-based review. *Stomatologija* 10, 27–35.
- Löberg, J., Mattisson, I., Hansson, S., Ahlberg, E., 2010. Characterisation of Titanium Dental Implants I: Critical Assessment of Surface Roughness Parameters. *Open Biomater. J.* 2, 18–35.
- Locker, D., Slade, G., 1994. Association between clinical and subjective indicators of oral health status in an older adult population.
- Louropoulou, A., Slot, D.E., Van der Weijden, F.A., 2012. Titanium surface alterations following the use of different mechanical instruments: A systematic review. *Clin. Oral Implants Res.* 23, 643–658.
- Lorenzetti, M., Dogša, I., Stošicki, T., Stopar, D., Kalin, M., Kobe, S., Novak, S.,

2015. The Influence of Surface Modification on Bacterial Adhesion to Titanium-Based Substrates. *ACS Appl. Mater. Interfaces* 7, 1644–1651.
- Luterbacher, S., Mayfield, L., Bragger, U., Lang, N.P., 2000. Diagnostic characteristics of clinical and microbiological tests for monitoring periodontal and peri-implant mucosal tissue conditions during supportive periodontal therapy (SPT). *Clin. Oral Implants Res.* 11, 521–529.
- Marco, D., Diego, N., Adriano, P., 2016. 10-year prospective cohort follow-up of immediately restored XiVE implants. *Clin. Oral Implants Res.* 27, 694–700.
- Maria, C., Grünberg, D., 2013. Untersuchung von Oberflächenveränderungen dentaler Implantate nach Insertion in humanen Kieferknochen - Eine in vitro Studie.
- Matesanz-Pérez, P., García-Gargallo, M., Figuero, E., Bascones-Martínez, A., Sanz, M., Herrera, D., 2013. A systematic review on the effects of local antimicrobials as adjuncts to subgingival debridement, compared with subgingival debridement alone, in the treatment of chronic periodontitis. *J. Clin. Periodontol.* 40, 227–241.
- Mengel, R., Buns, C.E., Mengel, C., Flores-de-Jacoby, L., 1998. An in vitro study of the treatment of implant surfaces with different instruments. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 13, 91–96.
- Mengel, R., Meer, C., Flores-de-Jacoby, L., 2004. The treatment of uncoated and titanium nitride-coated abutments with different instruments. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 19, 232–238.
- Michael G. Newman, Henry Takei, Perry R. Klokkevold, F.A.C., 2014. Carranza's Clinical Periodontology - E-Book: Expert Consult: Online.
- Misch, C.E., 2007. An implant is not a tooth: a comparison of periodontal indices. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* 19, 116–127.
- Misch, C.E., Perel, M.L., Wang, H.-L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P., Trisi, P., Steigmann, M., Rebaudi, A., Palti, A., Pikos, M.A., Schwartz-Arad, D., Choukroun, J., Gutierrez-Perez, J.-L., Marenzi, G., Valavanis, D.K., 2008. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent.* 17, 5–15.
- Mombelli, A., Graf, H., 1986. Depth-force-patterns in periodontal probing. *J. Clin. Periodontol.* 13, 126–130.
- Mombelli, A., van Oosten, M.A., Schurch, E.J., Land, N.P., 1987. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiol. Immunol.* 2, 145–151.

- Moraschini, V., Barboza, E. dS. P., 2018. Success of dental implants in smokers and non-smokers: a systematic review and meta-analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 45, 205–215.
- Moraschini, V., Barboza, E.S.P., Peixoto, G.A., 2018. The impact of diabetes on dental implant failure: a systematic review and meta-analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 45, 1237–1245.
- Moy, P.K., Medina, D., Shetty, V., Aghaloo, T.L., 2005. Dental implant failure rates and associated risk factors. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 20, 569–77.
- Ong, C.T.T., Ivanovski, S., Needleman, I.G., Retzepi, M., Moles, D.R., Tonetti, M.S., Donos, N., 2008. Systematic review of implant outcomes in treated periodontitis subjects. *J. Clin. Periodontol.* 35, 438–462.
- Pages, J.-M., James, C.E., Winterhalter, M., 2008. The porin and the permeating antibiotic: a selective diffusion barrier in Gram-negative bacteria. *Nat. Rev. Microbiol.* 6, 893–903.
- Paquette, D.W., Brodala, N., Williams, R.C., 2006. Risk factors for endosseous dental implant failure. *Dent. Clin. North Am.* 50, 361–74, vi.
- Pasqualini U, P.M., (IT), C., 2009. *Treatise of Implant Dentistry: The Italian Tribute to Modern Implantology*.
- Prasad, D.K., Shetty, M., Mehra, D.R., 2013. Anatomical Considerations in Implant Selection and Positioning. *Int. J. oral Implantol. Clin. Res.* 4, 24–29.
- Quirynen, M., Bollen, C.M., Papaioannou, W., Van Eldere, J., van Steenberghe, D., 1996. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 11, 169–178.
- Quirynen, M., Listgarten, M.A., 1990. Distribution of bacterial morphotypes around natural teeth and titanium implants ad modum Brånemark. *Clin. Oral Implants Res.*
- Rams, T.E., Feik, D., Slots, J., 1990. Staphylococci in human periodontal diseases. *Oral Microbiol. Immunol.* 5, 29–32.
- Rashid, H., 2012. Evaluation of the surface roughness of a standard abraded dental porcelain following different polishing techniques. *J. Dent. Sci.* 7, 184–189.
- Renvert, S., Lindahl, C., Renvert, H., Persson, G.R., 2008. Clinical and microbiological analysis of subjects treated with Branemark or AstraTech implants: a 7-year follow-up study. *Clin. Oral Implants Res.* 19, 342–347.
- Renvert, S., Polyzois, I., Claffey, N., 2011. How do implant surface characteristics

- influence periimplant disease? *J. Clin. Periodontol.* 38, 214–222.
- Rimondini, L., Fare, S., Brambilla, E., Felloni, A., Consonni, C., Brossa, F., Carrassi, A., 1997. The effect of surface roughness on early in vivo plaque colonization on titanium. *J. Periodontol.* 68, 556–562.
- Rutger, P.G., Stefan, R., 2013. Cluster of Bacteria Associated with Peri-Implantitis. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 16, 783–793.
- Rupp, F., Liang, L., Geis-Gerstorfer, J., Scheideler, L., Hüttig, F., 2018. Surface characteristics of dental implants: A review. *Dent. Mater.* 34, 40–57.
- Santiago Junior, J.F., de Souza Batista, V.E., Verri, F.R., Honório, H.M., de Mello, C.C., Almeida, D.A. dF., Pellizzer, E.P., 2018. Platform-switching implants and bone preservation: a systematic review and meta-analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 45, 332–345.
- Schroeder, A., van der Zypen, E., Stich, H., Sutter, F., 1981. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J. Maxillofac. Surg.* 9, 15–25.
- Seewig, J., Wiehr, C., Gröger, S., 2011. Charakterisierung technischer Bauteiloberflächen - Stand der Oberflächenmesstechnik heute. *Messprinzipien - Messgeräte - Anwendungen* 8, 159–171.
- Shahabouee, M., Rismanchian, M., Yaghini, J., Babashahi, A., Badrian, H., Goroohi, H., 2012. Microflora around teeth and dental implants. *Dent. Res. J. (Isfahan)*.
- Singh, A.V., Vyas, V., Patil, R., Sharma, V., Scopelliti, P.E., Bongiorno, G., Podestà, A., Lenardi, C., Gade, W.N., Milani, P., 2011. Quantitative Characterization of the Influence of the Nanoscale Morphology of Nanostructured Surfaces on Bacterial Adhesion and Biofilm Formation. *PLoS One* 6, e25029.
- Sivaraman, K., Chopra, A., Narayan, A.I., Balakrishnan, D., 2017. Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review. *J. Prosthodont. Res.* 62, 121–133.
- Socransky, S.S., Haffajee, A.D., Cugini, M.A., Smith, C., Kent, R.L.J., 1998. Microbial complexes in subgingival plaque. *J. Clin. Periodontol.* 25, 134–144.
- Sonoyama, W., Kuboki, T., Okamoto, S., Suzuki, H., Arakawa, H., Kanyama, M., Yatani, H., Yamashita, A., 2002. Quality of life assessment in patients with implant-supported and resin-bonded fixed prosthesis for bounded edentulous spaces. *Clin. Oral Implants Res.* 13, 359–364.
- Steinebrunner, L., Wolfart, S., Bossmann, K., Kern, M., 2005. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant



- systems. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 20, 875–881.
- Subramani, K., Jung, R.E., Molenberg, A., Hammerle, C.H.F., 2009. Biofilm on Dental Implants: A Review of the Literature. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 24, 616–626.
- Sullivan, D.Y., Sherwood, R.L., Mai, T.N., 1997. Preliminary results of a multicenter study evaluating a chemically enhanced surface for machined commercially pure titanium implants. *J. Prosthet. Dent.* 78, 379–86.
- Tamura, N., Ochi, M., Miyakawa, H., Nakazawa, F., 2013. Analysis of Bacterial Flora Associated with Peri-implantitis Using Obligate Anaerobic Culture Technique and 16S rDNA Gene Sequence. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 28, 1521–1529.
- Teughels, W., Van Assche, N., Sliepen, I., Quirynen, M., 2006. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin. Oral Implants Res.* 17 Suppl 2, 68–81.
- Truong, V.K., Lapovok, R., Estrin, Y.S., Rundell, S., Wang, J.Y., Fluke, C.J., Crawford, R.J., Ivanova, E.P., 2010. The influence of nano-scale surface roughness on bacterial adhesion to ultrafine-grained titanium. *Biomaterials* 31, 3674–3683.
- Tsigarida, A.A., Dabdoub, S.M., Nagaraja, H.N., Kumar, P.S., 2015. The Influence of Smoking on the Peri-Implant Microbiome. *J. Dent. Res.*
- Tunkel, J., Heinecke, A., Flemmig, T.F., 2002. A systematic review of efficacy of machine-driven and manual subgingival debridement in the treatment of chronic periodontitis. *J. Clin. Periodontol.* 29, 72–81.
- URLs: 15.11.2017: <https://www.populationpyramid.net/germany/2017/> und  
14.04.2018: <https://trends.google.de/trends/explore?date=today%205-y&q=zahnimplantat>
- Valderrama, P., Jones, A.A., Wilson, T.G.J., Higginbottom, F., Schoolfield, J.D., Jung, R.E., Noujeim, M., Cochran, D.L., 2010. Bone changes around early loaded chemically modified sandblasted and acid-etched surfaced implants with and without a machined collar: a radiographic and resonance frequency analysis in the canine mandible. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 25, 548–557.
- Vandrovcová, M., Bačáková, L., 2011. Adhesion, growth and differentiation of osteoblasts on surface-modified materials developed for bone implants. *Physiol. Res.* 60, 403–417.
- Virto, L., Cano, P., Jimenez-Ortega, V., Fernandez-Mateos, P., Gonzalez, J.,

- Esquifino, A.I., Sanz, M., 2018. Obesity and periodontitis: An experimental study to evaluate periodontal and systemic effects of comorbidity. *J. Periodontol.* 89, 176–185.
- Wang, Y.C., Kan, J.Y.K., Rungcharassaeng, K., Roe, P., Lozada, J.L., 2015. Marginal bone response of implants with platform switching and non-platform switching abutments in posterior healed sites: a 1-year prospective study. *Clin. Oral Implants Res.* 26, 220–227.
- Wennerberg, A., Albrektsson, T., 2000. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 15, 331–344.
- Wennerberg, A., Albrektsson, T., Andersson, B., 1993. Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 8, 622–633.
- Whitehead, K.A., Colligon, J., Verran, J., 2005. Retention of microbial cells in substratum surface features of micrometer and sub-micrometer dimensions. *Colloids Surfaces B Biointerfaces* 41, 129–138.
- Zanchetta, P., Guezennec, J., 2001. Surface thermodynamics of osteoblasts: relation between hydrophobicity and bone active biomaterials. *Colloids Surfaces B Biointerfaces* 22, 301–307.
- Zirkonzahn, 2016. Zr.

7. Appendix

7.1 Ergänzende Tabellen

Tabelle I – Auflistung aller Messwerte der bearbeiteten Flächen

Bearbeitungsfläche																			
Probe	Sonderungseigenchaft ZEISS* Normenklausur Rp [nm]	Rv [nm]	Rz [nm]	Rt [nm]	Ra [nm]	Rk [nm]	Rpk [nm]	Rvk [nm]	Sq [µm]	Sp [µm]	Sv [µm]	Sz [µm]	Sa [µm]	Sk [µm]	Spk [µm]	Skk [µm]	Vw [mm²/mz]		
A	1	1g	288,00	580,70	671,30	97,67	315	116,00	118,00	0,1190	0,4850	0,5460	1,0300	0,0959	0,2920	0,1110	0,1370	0,0152	
A	2	1r	7150,00	17140,00	19700,00	2300,00	7040,00	2580,00	3,0000	13,2000	13,9000	27,1000	2,3400	7,2700	2,8100	3,7500	0,3880		
A	3	2g	315,40	667,90	908,60	94,00	273,00	123,00	0,1180	0,4850	0,5460	1,0300	0,0940	0,3010	0,1100	0,1210	0,0140		
A	4	2r	8500,00	17300,00	26600,00	2670,00	8620,00	2740,00	3,0100	22,1000	17,0000	39,1000	2,3000	6,9200	3,1800	3,7400	0,3970		
A	5	3g	371,60	729,30	847,60	102,80	345,00	116,00	0,1250	1,0400	0,6490	1,6900	0,0998	0,3290	0,1240	0,1220	0,0146		
A	6	3r	6050,00	13400,00	20800,00	2030,00	5630,00	2650,00	451,00	2,8800	14,0000	28,6000	2,2400	6,9500	2,9400	3,7600	0,3920		
A	7	4g	480,20	663,10	114,30	1211,00	153,10	394,00	136,00	0,1570	0,6410	1,4900	0,1190	0,3390	0,1130	0,2530	0,0256		
A	8	4r	8040,00	14700,00	18200,00	2250,00	7440,00	2120,00	2,9300	11,2000	16,8000	28,0000	2,3100	7,3300	2,4800	3,5400	0,3830		
B	1	1g	216,20	395,40	451,70	58,06	199,00	50,30	0,0791	0,5780	0,3410	0,9190	0,0650	0,2020	0,0799	0,0721	0,0088		
B	2	1r	6190,00	11500,00	19200,00	2310,00	7010,00	1770,00	2,9200	22,8000	21,0000	43,8000	2,1800	6,6200	3,1200	3,8400	0,3900		
B	3	2g	236,30	476,10	582,90	69,02	271,00	95,80	0,0959	0,6650	0,4210	1,0900	0,0737	0,2290	0,0914	0,1060	0,0118		
B	4	2r	5750,00	13900,00	17000,00	2190,00	6860,00	4250,00	2,6600	12,0000	13,2000	25,1000	2,0800	6,3600	2,3100	3,3300	0,3590		
B	5	3g	265,50	436,80	702,30	97,45	289,00	87,10	0,1070	0,7120	0,6140	1,3300	0,0893	0,2290	0,2520	0,0997	0,0113		
B	6	3r	5170,00	12300,00	19200,00	1860,00	5300,00	1430,00	2,5200	20,6000	16,3000	36,9000	1,8800	5,6900	2,9700	3,1000	0,3270		
B	7	4g	264,70	378,10	642,90	69,37	193,00	71,90	0,0947	0,6010	0,6070	1,2100	0,0739	0,2330	0,0956	0,1070	0,0116		
B	8	4r	4770,00	6160,00	10900,00	1540,00	4490,00	1550,00	2,2500	11,9000	16,0000	27,9000	1,7000	5,0500	1,9000	3,3100	0,3350		
C	1	1g	274,60	319,50	603,20	92,52	247,00	69,40	0,1250	0,7240	0,8510	1,5800	0,0987	0,3180	0,1130	0,1370	0,0156		
C	2	1r	5230,00	6510,00	11700,00	1820,00	5910,00	1830,00	2,5700	11,7000	13,2000	24,8000	2,0000	6,2000	2,5300	3,0500	0,3300		
C	3	2g	249,10	263,50	512,50	87,62	264,00	64,00	0,1210	0,7210	0,7410	1,4600	0,0928	0,2880	0,1330	0,1350	0,0136		
C	4	2r	7450,00	14100,00	20000,00	2100,00	6580,00	2800,00	2,8400	11,4000	13,8000	25,2000	2,2100	6,7800	3,0400	3,3000	0,3530		
C	5	3g	351,30	550,20	901,50	100,10	333,00	103,00	0,1350	0,7190	0,9140	1,6300	0,1050	0,3250	0,1260	0,1580	0,0166		
C	6	3r	7230,00	15600,00	22600,00	2460,00	7760,00	2100,00	3,1500	17,3000	16,3000	33,6000	2,4500	7,6400	3,0200	3,8000	0,4080		
C	7	4g	298,20	336,40	654,60	82,79	283,00	116,00	0,1160	0,8520	0,5750	1,4300	0,0911	0,2910	0,1310	0,1220	0,0135		
C	8	4r	5380,00	6790,00	16100,00	1940,00	6290,00	1810,00	2,7100	13,5000	13,0000	26,6000	2,1300	6,8500	2,5700	3,0500	0,3410		
D	1	1g	249,00	521,00	657,00	81,60	254,00	86,10	0,1070	0,4320	0,4060	0,8380	0,0862	0,2760	0,0966	0,1120	0,0127		
D	2	1r	5470,00	8050,00	13500,00	18800,00	2170,00	6300,00	3,1100	15,6000	17,3000	32,9000	2,4600	7,8400	2,9600	3,3500	0,3870		
D	3	2g	274,40	280,10	554,50	91,73	302,00	77,70	0,1210	0,4300	0,4970	0,9270	0,0960	0,3170	0,3650	0,3930	0,0316		
D	4	2r	8490,00	9120,00	17600,00	22100,00	2660,00	8810,00	3,5200	17,4000	15,2000	32,6000	2,7700	8,8100	3,5100	3,6000	0,4110		
D	5	3g	684,00	798,20	148,20	335,90	240,00	406,00	0,2250	1,6600	2,2100	3,8700	0,1300	0,3170	0,3600	0,3930	0,0316		
D	6	3r	6550,00	14400,00	19000,00	2420,00	8440,00	1920,00	3,1600	18,8000	16,5000	35,3000	2,5000	8,1200	2,8100	3,6200	0,4040		
D	7	4g	359,10	750,10	820,10	90,48	258,00	108,00	0,1110	0,5580	0,7730	1,3300	0,0873	0,2820	0,1010	0,1270	0,0140		
D	8	4r	6390,00	8310,00	14700,00	2430,00	7290,00	2120,00	3,1600	11,1000	15,4000	26,5000	2,0800	8,0600	2,5200	3,6100	0,4090		
E	1	1g	279,30	345,70	625,00	105,30	373,00	73,90	0,0650	0,7580	0,5400	1,3600	0,1350	0,4230	0,1400	0,1870	0,0214		
E	2	1r	9080,00	16800,00	22400,00	2430,00	7750,00	3480,00	2,7600	17,6000	12,9000	30,5000	2,1400	6,6200	2,9600	3,0600	0,3780		
E	3	2g	326,00	374,10	700,00	110,50	292,00	113,00	0,1480	0,6700	0,5710	1,0800	0,1180	0,3940	0,1050	0,1600	0,0168		
E	4	2r	9850,00	17200,00	25700,00	2150,00	6610,00	4320,00	2,6500	19,6000	12,2000	31,7000	2,0500	6,2600	2,9900	3,0000	0,3320		
E	5	3g	392,30	418,20	810,50	126,10	393,00	131,00	0,1590	0,6140	0,6140	1,7000	0,1290	0,4260	0,1260	0,1460	0,0180		
E	6	3r	6890,00	14400,00	17000,00	2270,00	8120,00	2070,00	2,9500	11,8000	14,4000	26,2000	2,3400	7,5000	2,4400	3,3700	0,3710		
E	7	4g	743,00	907,10	1132,00	122,00	389,00	127,00	0,1630	1,4200	0,6810	2,1000	0,1310	0,4270	0,1300	0,1700	0,0206		
E	8	4r	6390,00	7070,00	13500,00	2060,00	6500,00	2030,00	2,6400	12,8000	14,0000	26,7000	2,0800	6,6300	2,1700	3,0900	0,3440		

### Tabelle II - Auflistung aller Messwerte der unbearbeiteten Flächen

Referenzfläche	Sondierungseigenschaft/ZEISS-Nomenklatur Rp [nm]	Rv [nm]	Rz [nm]	Rt [nm]	Ra [nm]	Rk [nm]	Rpk [nm]	Rvk	Sq [μm]	Sp [μm]	Sv [μm]	Sz [μm]	Sa [μm]	Sk [μm]	Ssk [μm]	Svk [μm]	Vvv
A	1	1g	288.50	271.60	560.10	680.40	91.01	291.00	90.40	140.00	0.1880	0.7660	0.4930	1.2600	0.0930	0.2960	0.0144
A	2	1g	6300.00	6480.00	12800.00	15500.00	2010.00	6480.00	3200.00	2.7600	14.5000	11.2000	25.7000	2.1900	7.0500	2.4200	0.3480
A	3	2g	301.30	367.60	668.90	921.70	108.10	366.00	85.40	173.00	0.1380	0.8110	0.6070	1.4200	0.1000	0.3490	0.0173
A	4	2r	7070.00	7610.00	14700.00	21700.00	2020.00	5680.00	2600.00	3640.00	2.7100	14.9000	11.1000	26.0000	2.1000	6.3300	0.3590
A	5	3g	286.40	276.70	563.10	636.00	92.66	286.00	103.00	114.00	0.1210	0.4080	0.5030	0.9310	0.0976	0.3270	0.0142
A	6	3r	7920.00	8680.00	14800.00	22200.00	2030.00	6100.00	2480.00	2740.00	2.6600	13.3000	13.7000	27.0000	2.0500	6.5600	0.3330
A	7	4g	303.10	347.80	650.90	761.30	115.20	366.00	90.90	160.00	0.1320	0.4250	0.5560	0.9810	0.1050	0.3400	0.0170
A	8	4r	7940.00	7510.00	15400.00	23000.00	2140.00	6080.00	3510.00	3520.00	2.9100	13.6000	13.3000	26.9000	2.2500	6.7900	0.3600
B	1	1g	181.10	198.10	379.10	438.60	60.56	215.00	51.50	77.40	0.0901	0.5730	0.4760	1.0500	0.0701	0.2170	0.0060
B	2	1r	9210.00	1070.00	19900.00	33000.00	2440.00	6340.00	3800.00	6070.00	3.0300	17.1000	18.2000	35.3000	2.2700	6.4200	0.4360
B	3	2g	209.40	240.00	449.40	574.40	65.71	202.00	80.90	127.00	0.0957	0.7660	0.3630	1.1300	0.0757	0.2400	0.0124
B	4	2r	7180.00	6880.00	14100.00	18300.00	2040.00	6610.00	2260.00	2740.00	2.7700	14.4000	17.1000	31.5000	2.1300	6.4900	0.3520
B	5	3g	218.90	218.90	437.70	570.20	68.11	233.00	23.00	67.80	0.1400	0.2430	0.3880	0.8200	0.0903	0.2650	0.0145
B	6	3r	6000.00	7400.00	13400.00	18000.00	1870.00	5820.00	1950.00	3350.00	2.4800	10.3000	14.9000	25.3000	1.9600	6.0000	0.3240
B	7	4g	214.70	295.40	510.10	593.20	86.77	239.00	84.20	67.80	0.0931	0.6690	0.4070	1.0800	0.0745	0.2450	0.0850
B	8	4r	5330.00	6600.00	12000.00	18100.00	1480.00	4340.00	1610.00	2260.00	2.1200	12.5000	13.9000	26.4000	1.4500	4.8500	0.3030
C	1	1g	214.70	295.40	510.10	593.20	86.77	291.00	69.40	101.00	0.1240	0.8040	0.6980	1.5000	0.0981	0.3040	0.1060
C	2	1r	7270.00	6470.00	13700.00	19700.00	1810.00	5770.00	2390.00	2650.00	2.6000	15.8000	12.3000	28.1000	2.0300	6.2700	0.3130
C	3	2g	268.20	311.70	579.90	750.60	80.32	221.00	79.70	146.00	0.1290	1.5200	0.5700	2.0900	0.1010	0.3030	0.1470
C	4	2r	7380.00	7380.00	23200.00	2190.00	6920.00	2870.00	3380.00	2870.00	2.9600	14.6000	14.3000	28.9000	2.3100	7.2100	0.3440
C	5	3g	279.80	244.80	524.70	615.70	90.22	260.00	90.80	132.00	0.1160	0.9300	0.4410	0.8070	0.0930	0.2960	0.0975
C	6	3r	7360.00	8000.00	15400.00	23900.00	2160.00	6550.00	2670.00	3560.00	2.7800	12.0000	15.5000	27.5000	2.1700	6.7300	0.3500
C	7	4g	189.60	193.20	382.80	435.70	56.68	178.00	74.80	52.50	0.0839	0.8350	0.5190	1.4500	0.0644	0.2070	0.0820
C	8	4r	8140.00	8540.00	16700.00	25900.00	2170.00	6300.00	2890.00	3260.00	3.2200	19.2000	28.3000	47.5000	2.4000	7.3000	3.5300
D	1	1g	220.00	265.00	495.00	656.00	77.70	247.00	75.50	126.00	0.1180	0.6600	0.5060	1.1700	0.0939	0.3010	0.1120
D	2	1r	8860.00	8860.00	18700.00	27500.00	2720.00	8110.00	3240.00	4090.00	3.0900	21.2000	18.9000	40.1000	2.8900	8.9900	4.2000
D	3	2g	255.20	305.40	560.60	751.60	93.27	265.00	73.60	151.00	0.1270	2.8700	0.8970	3.4700	0.0959	0.3170	0.0150
D	4	2r	8240.00	8750.00	17000.00	25300.00	2410.00	7630.00	2910.00	3850.00	3.3600	18.3000	18.8000	37.0000	2.6500	8.3300	3.7300
D	5	3g	270.40	266.70	537.10	769.90	86.67	292.00	101.00	107.00	0.1220	1.9400	0.5230	2.4600	0.0961	0.3080	0.1260
D	6	3r	8890.00	9470.00	18400.00	40300.00	2660.00	8110.00	3450.00	4720.00	3.7800	21.4000	27.0000	48.4000	2.8700	8.7100	3.8600
D	7	4g	253.80	264.40	518.20	780.50	73.24	255.00	74.70	118.00	0.1070	0.6360	0.4680	1.2800	0.0834	0.2640	0.1160
D	8	4r	8320.00	9500.00	17800.00	26100.00	2620.00	7990.00	2840.00	5000.00	3.4500	17.3000	16.4000	33.7000	2.6500	7.8600	3.5800
E	1	1g	336.30	326.30	682.60	901.90	116.10	377.00	100.00	124.00	0.1680	1.0200	0.7580	1.7800	0.1340	0.4470	0.1810
E	2	1r	7830.00	8720.00	16500.00	25100.00	7090.00	7070.00	2580.00	3780.00	3.0700	12.7000	14.9000	27.6000	2.4200	7.7100	2.7300
E	3	2g	313.50	331.00	644.50	828.70	114.60	401.00	90.70	136.00	0.1480	0.5520	0.5530	1.1100	0.1200	0.3940	0.1430
E	4	2r	6340.00	7770.00	14100.00	18800.00	1860.00	5900.00	2230.00	2990.00	2.4700	13.2000	11.2000	24.3000	1.9200	5.9500	2.4800
E	5	3g	360.20	335.40	695.70	967.90	116.90	342.00	136.00	164.00	0.1600	0.5400	0.5760	1.1200	0.1290	0.4130	0.1170
E	6	3r	6250.00	8570.00	14800.00	22000.00	2000.00	6180.00	1960.00	3960.00	2.7100	19.5000	15.7000	35.2000	2.0900	6.3800	2.6100
E	7	4g	323.50	288.60	323.50	871.80	103.70	330.00	112.00	152.00	0.1560	2.9100	0.6640	3.5700	0.1240	0.4040	0.0191
E	8	4r	7220.00	7060.00	14300.00	19300.00	1960.00	6040.00	2460.00	3850.00	2.6800	11.0000	13.9000	24.8000	2.0800	6.4400	2.5900

### Tabelle III – Auflistung aller Referenzflächen der rauen Oberflächen

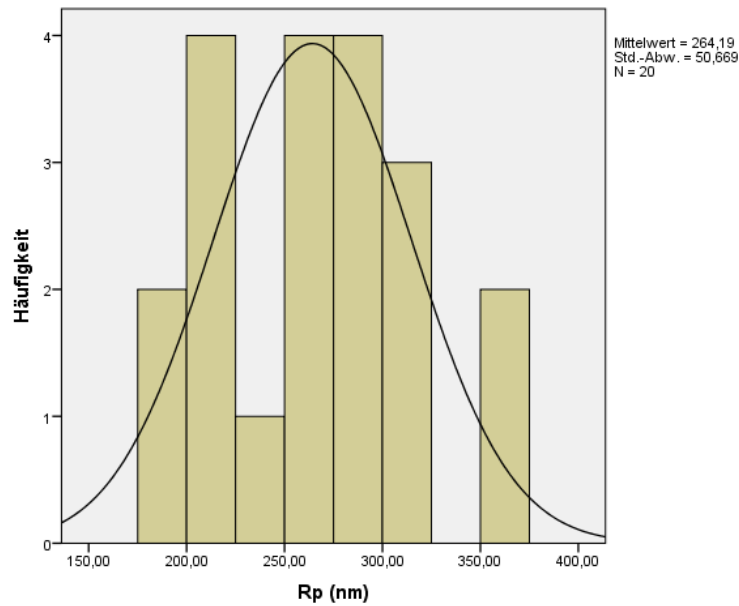
	Referenzielle Rau																Vw
	Rp [µm]	Rq [µm]	Rz [µm]	Rt [µm]	Ra [µm]	Rk [µm]	Rpk [µm]	Rtk	Sq [µm]	Sp [µm]	Sv [µm]	Sz [µm]	Sa [µm]	Sk [µm]	Spk [µm]	Sk [µm]	
Median	6300	6490	12800	15500	2010	6480	2230	3200	2760	14500	11200	25700	2190	7050	2420	3040	
	7070	7610	21700	2020	5690	2800	3640	2710	14800	11100	28000	2100	6330	2800	3350		
	7920	6890	14800	22200	2030	6100	2480	3520	2660	13300	13700	27000	2060	6260	2960	3080	
	7940	7510	15400	23000	2140	6080	3510	3230	2910	13600	13300	26900	2250	6790	3170	3270	
	9210	1070	19900	33000	2440	6340	3380	6270	17100	18200	35300	2270	0.44620	6420	3060	4360	
	7180	6880	14100	18300	2040	6610	2260	2740	2770	14400	17100	31500	2130	6490	2920	3310	
	6000	7400	13400	18000	1870	5820	1950	3350	2480	10300	14900	25300	1930	6000	2270	3080	
	5350	6600	12000	18100	1480	5470	1610	2860	2120	12500	13900	28100	1610	4850	2030	2930	
	7270	6470	13700	19700	1810	5770	2390	2650	2600	15800	12300	28100	2030	6270	2850	2870	
	7350	7390	14700	23200	2190	6920	2870	3380	2960	14600	14300	28900	2310	7210	2970	3440	
Mittelwert	7360	8000	15400	23900	2160	6550	2870	3560	2780	12500	15500	27670	2170	6730	2700	3180	
	8140	8540	16700	25900	2170	6300	2890	3830	3220	19200	28300	47500	2440	7300	3530	4000	
	8860	8860	18700	27500	2720	8110	3240	4090	3690	21200	18900	40100	2890	8990	3580	4200	
	8240	8750	17000	25300	2410	7630	2910	3850	3780	18300	18900	37000	2630	8330	3270	3730	
	8890	9470	18400	40300	2660	8110	3450	4720	3360	21400	27000	48400	2870	8710	3860	4830	
	8320	9500	17800	26100	2620	7990	2840	5000	3450	17300	16400	33700	2650	7860	3580	4180	
	7830	8720	16500	25100	2320	7090	2580	3780	3070	12700	14900	27600	2420	7710	2730	3090	
	6340	7770	14100	18800	1860	5900	2230	2990	2470	13200	11200	24300	1920	5950	2430	3000	
	6250	8570	14800	22000	2000	6180	1960	3360	2710	19600	15700	35200	2090	6380	2610	3420	
	7220	7060	14300	19300	1980	6040	2460	3689	2680	11000	13900	2080	0.35650	6440	2590	3310	
Standardbw	7452	7477	15460	23345	2147	6502	2626	3689	2911	15340	16030	31360	2252	6904	2917	3504	
	1011	1740	2035	5562	302	912	508	816	409	3191	4503	7051	314	988	466	541	
	7355	7560	14800	22600	2090	6320	2253	3600	2775	14590	14900	27850	2180	6610	2885	3330	
IQR 75	6888	6888	14100	19175	1995	6005	2253	3148	2675	13075	13600	26300	2073	6315	2605	3080	
	8165	8608	16775	26450	2343	6963	2895	3878	3108	17550	17375	36225	2425	7403	3195	3798	

Tabelle IV – Auflistung aller Referenzflächen der glatten Oberflächen

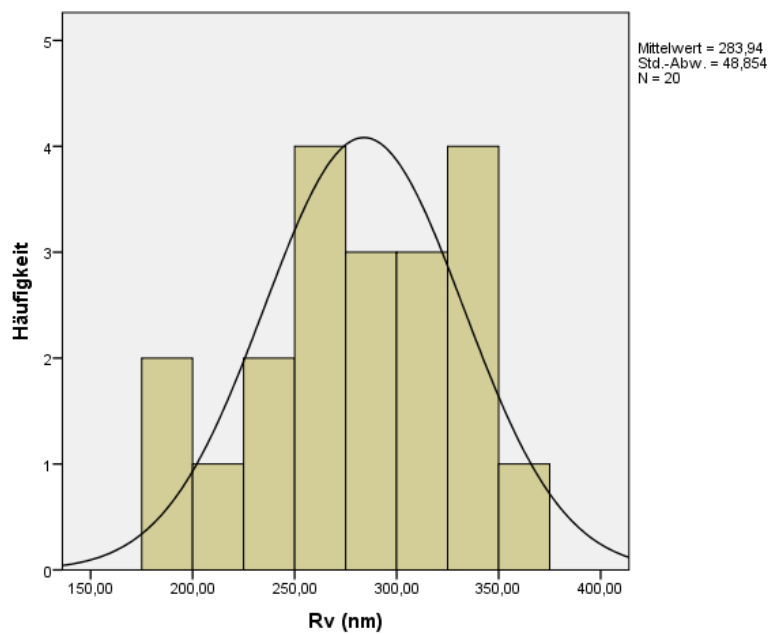
Referenzfläche Glat																	
	Rp [nm]	Rv [nm]	Rz [nm]	Rt [nm]	Ra [nm]	Rk [nm]	Rpk [nm]	Rsk [nm]	Sq [nm]	Sp [nm]	Sv [nm]	Sz [nm]	Sa [nm]	Sk [nm]	Spk [nm]	Ssk [nm]	Vw
	288.5	271.6	560.1	690.4	91.0	291.0	85.4	140.0	138.0	766.0	493.0	1260.0	93.0	296.0	109.0	125.0	0.0144
	301.3	367.6	668.9	921.7	108.1	366.0	103.0	173.0	138.0	811.0	607.0	1420.0	109.0	349.0	109.0	159.0	0.0173
	286.4	276.7	563.1	636.0	92.7	286.0	103.0	114.0	121.0	408.0	503.0	911.0	97.6	327.0	91.8	118.0	0.0142
	303.1	347.8	650.9	761.3	115.2	368.0	90.9	160.0	132.0	425.0	556.0	981.0	105.0	340.0	101.0	152.0	0.0170
	181.1	198.0	379.1	438.6	60.6	215.0	51.5	77.4	90.1	573.0	476.0	1050.0	70.1	217.0	96.0	99.3	0.0112
	209.4	240.0	449.4	574.4	65.7	202.0	80.9	127.0	95.7	766.0	363.0	1130.0	75.7	240.0	86.0	108.0	0.0124
	218.9	218.9	437.7	570.2	68.1	239.0	84.2	67.8	107.0	2430.0	388.0	2820.0	80.3	263.0	136.0	90.2	0.0145
	214.7	295.4	510.1	593.2	86.8	291.0	69.4	101.0	124.0	669.0	407.0	1080.0	74.5	245.0	85.0	85.0	0.0107
	214.7	295.4	510.1	593.2	86.8	291.0	69.4	101.0	124.0	804.0	698.0	1500.0	98.1	304.0	108.0	146.0	0.0164
	268.2	311.7	579.9	750.6	80.3	221.0	79.7	146.0	129.0	1520.0	570.0	2090.0	101.0	309.0	147.0	124.0	0.0149
	279.8	244.8	524.7	615.7	90.2	260.0	90.8	132.0	116.0	390.0	417.0	807.0	93.0	296.0	97.5	99.7	0.0124
	189.6	193.2	382.8	435.7	56.7	178.0	74.8	52.5	83.9	619.0	619.0	1450.0	64.4	207.0	82.0	89.7	0.0100
	230.0	265.0	495.0	636.0	77.7	247.0	75.5	126.0	118.0	660.0	506.0	1170.0	93.9	301.0	112.0	122.0	0.0144
	255.2	305.4	560.6	751.6	93.3	269.0	73.6	151.0	127.0	2870.0	597.0	3470.0	95.9	303.0	134.0	129.0	0.0150
	270.4	266.7	537.1	769.9	86.7	292.0	101.0	107.0	122.0	1940.0	523.0	2460.0	96.1	308.0	128.0	126.0	0.0150
	253.8	264.4	518.2	780.5	73.2	259.0	74.7	118.0	107.0	636.0	648.0	1280.0	83.4	264.0	106.0	116.0	0.0129
	356.3	326.3	682.6	901.9	116.1	377.0	100.0	124.0	168.0	1020.0	758.0	1780.0	134.0	447.0	137.0	181.0	0.0207
	313.5	331.0	644.5	828.7	114.6	401.0	90.7	136.0	148.0	552.0	553.0	1110.0	120.0	394.0	118.0	143.0	0.0179
	360.2	335.4	695.7	967.9	116.9	342.0	136.0	164.0	160.0	540.0	576.0	1120.0	129.0	413.0	117.0	159.0	0.0192
	288.6	323.5	612.1	871.8	103.7	330.0	112.0	152.0	156.0	2910.0	664.0	3570.0	124.0	404.0	148.0	154.0	0.0191
Mittelwert	264.2	283.9	548.1	704.0	89.2	283.7	87.4	121.8	122.7	1076.3	546.1	1623.0	96.9	311.4	112.5	126.3	0.0150
Standardabweichung	49.4	47.6	90.8	147.8	18.4	61.4	17.3	33.3	22.7	788.8	102.9	808.9	18.9	63.7	20.0	26.0	0.0029
Median	269.3	296.1	548.6	715.5	88.5	277.5	84.8	126.5	121.5	766.0	554.5	1270.0	96.0	303.5	109.0	124.5	0.0147
IQR 25	217.9	259.5	506.3	593.2	76.6	239.0	75.3	105.5	107.0	567.8	488.8	1102.5	82.6	263.8	97.1	105.9	0.0128
IQR 75	291.8	324.2	620.2	792.6	104.8	333.0	93.2	147.3	133.5	1145.0	610.0	1857.5	106.0	342.3	129.5	147.5	0.0171

## 7.2 Abbildungen

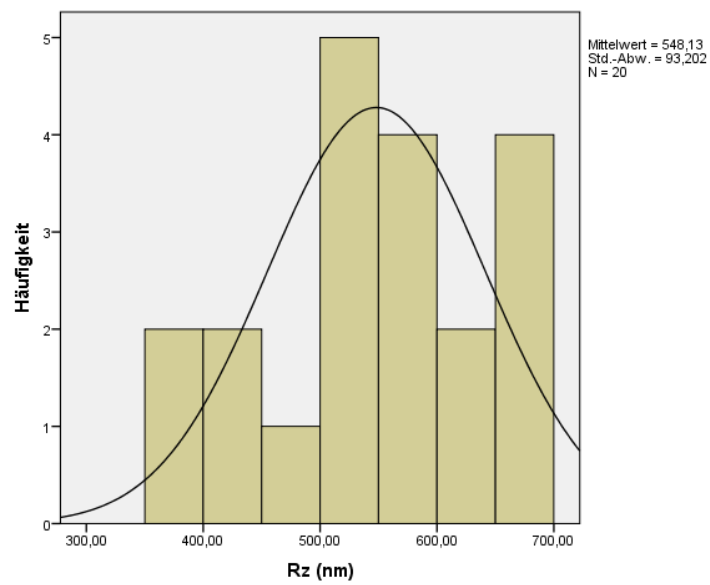
**Abbildung I** – Histogramm der 2D-Oberflächenparameter aller glatten Referenzflächen ( $R_p$ )



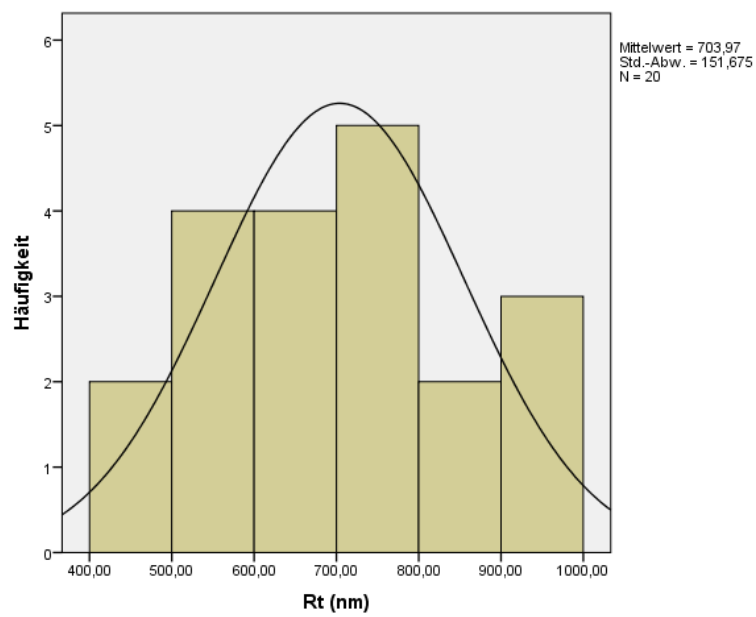
**Abbildung II** – Histogramm der 2D-Oberflächenparameter aller glatten Referenzflächen ( $R_v$ )



**Abbildung III – Histogramm der 2D-Oberflächenparameter aller glatten Referenzflächen ( $R_z$ )**

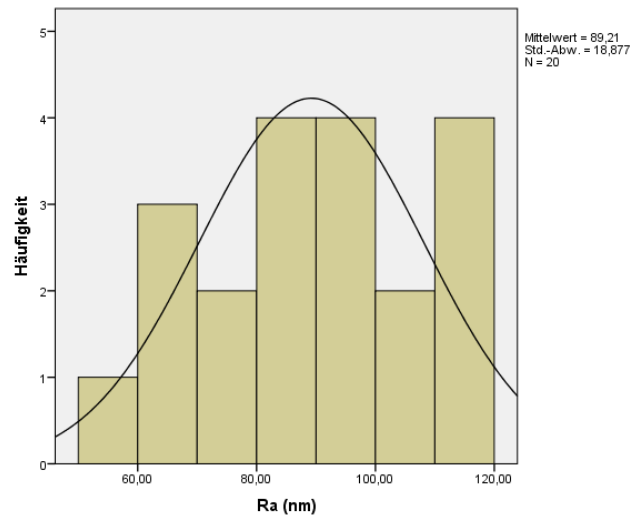


**Abbildung IV – Histogramm der 2D-Oberflächenparameter aller glatten Referenzflächen ( $R_t$ )**

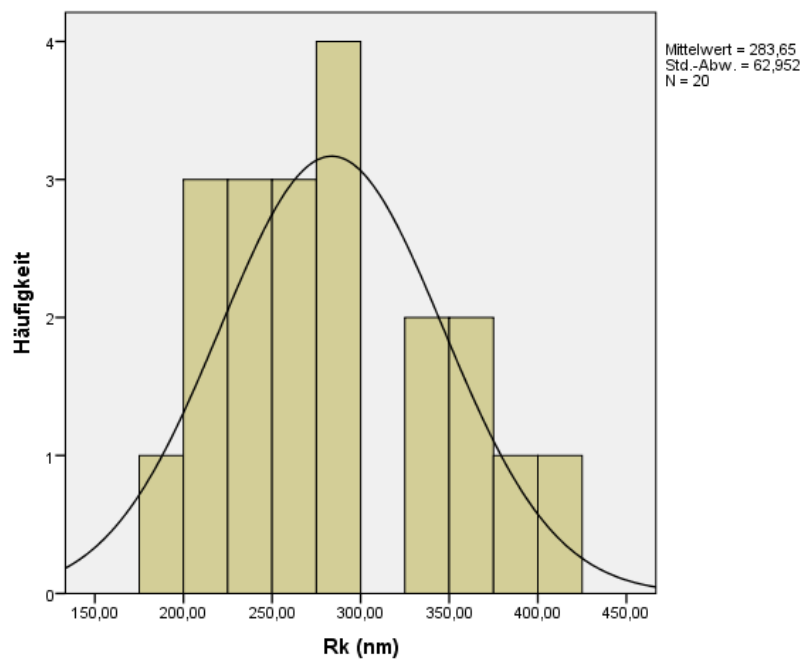




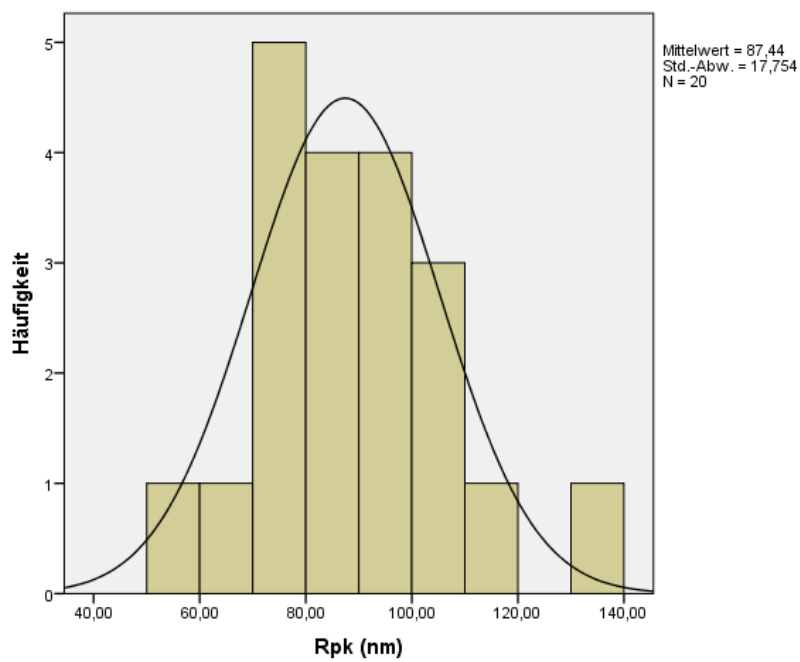
**Abbildung V – Histogramm der 2D-Oberflächenparameter aller glatten Referenzflächen ( $R_a$ )**



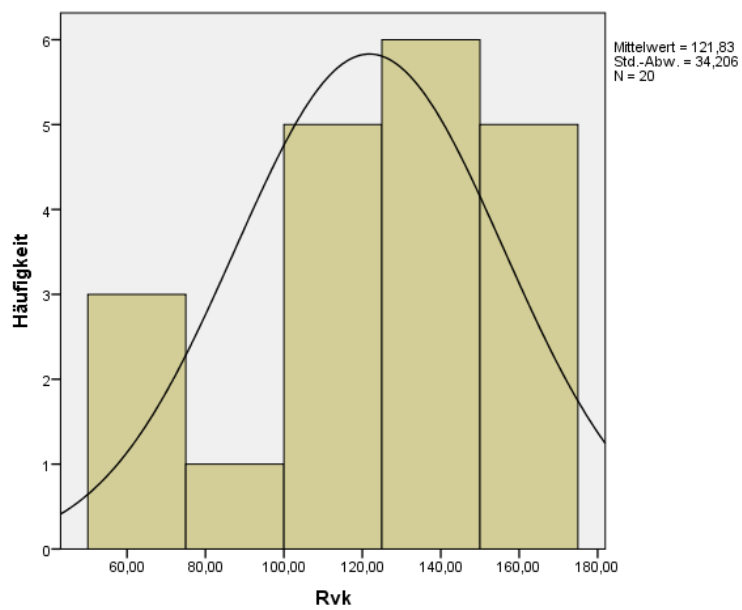
**Abbildung VI –Histogramm der 2D-Oberflächenparameter aller glatten Referenzflächen ( $R_k$ )**



**Abbildung VII – Histogramm der 2D-Oberflächenparameter aller glatten Referenzflächen ( $R_{pk}$ )**

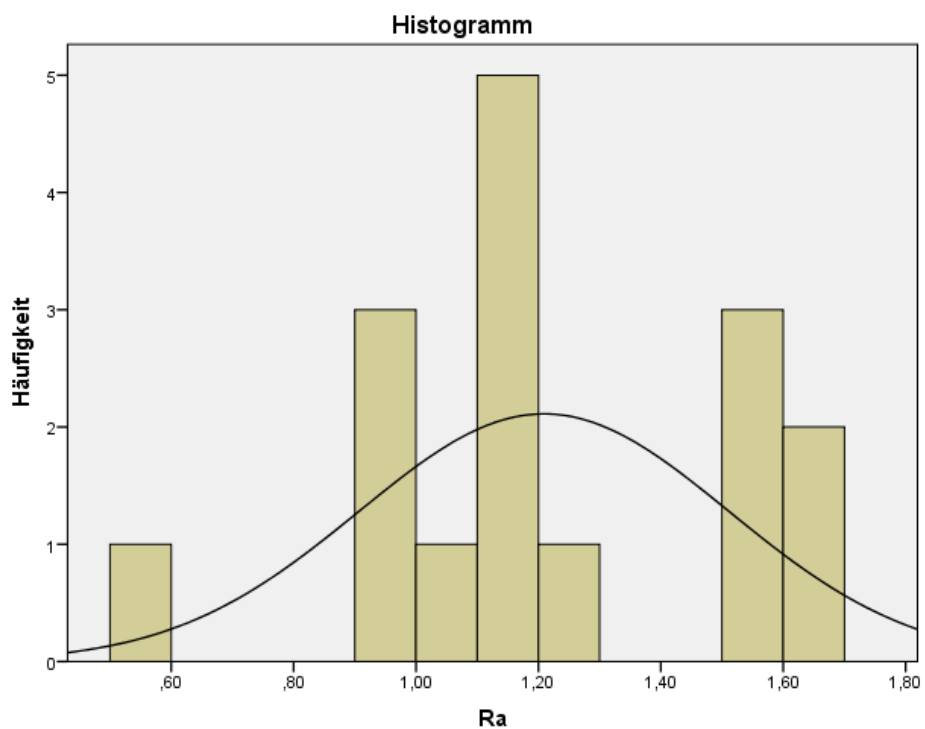


**Abbildung VIII – Histogramm der 2D-Oberflächenparameter aller glatten Referenzflächen ( $R_{vk}$ )**



**Abbildung IX -  $R_a$ -Werte unbehandelter Implantat-Abutments nach Fakhravar et al.**  
tabellarisch und als Histogramm.

Messung	$R_a$ (Einheit nicht angegeben)
1	1,5475
2	1,1379
3	0,9316
4	1,1
5	1,6445
6	1,5183
7	1,1881
8	1,577
9	1,6003
10	0,9539
11	1,0797
12	1,2252
13	0,9536
14	1,1851
15	1,1527
16	0,5486



## **8. Danksagung**

Gerne möchte ich Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Folwaczny für die Überlassung des Themas und die exzellente Betreuung danken.

Ein besonderer Dank geht zudem an Dr. Johannes Kaesmacher, der mit seiner Unterstützung, speziell in der Statistik einen wesentlichen Beitrag zur erfolgreichen Fertigstellung der Masterarbeit geleistet hat.

An dieser Stelle gilt auch der Dank an Dr. Torsten Rudolf von der Firma Carl Zeiss Microscopy GmbH (München), der diese Studie durch die Durchführung der Mikroskopie und Berechnung der Rauheitsparameter ermöglicht hat sowie an Jutta Deuschl für das Korrekturlesen der Texte.

## **Eidesstattliche Erklärung**

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe. Die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht. Die Arbeit wurde bisher keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt und auch noch nicht veröffentlicht.

.....

Madlena Betthäuser

.....

Datum